



Mariana Lima Antas de Barros

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Desenvolvimento de uma aplicação
para fornecer uma impressão artística
baseada em *bio* e *neurofeedback***

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Hugo Alexandre Ferreira, Professor Assistente, *Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica*, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

Júri

Presidente:	Doutor José Ferreira, Professor Auxiliar da FCT- UNL
Arguente:	Doutor Daniel Gonçalves, Professor Associado do IST
Vogal:	Doutor Hugo Ferreira, Professor Auxiliar da FCUL



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2017

**Desenvolvimento de uma aplicação
para fornecer uma impressão artística
baseada em *bio* e *neurofeedback***

Copyright © Mariana Lima Antas de Barros, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

A Deus, a quem dedico tudo o que faço.

| Agradecimentos

São tantas as pessoas que me rodeiam, que me fazem tão feliz e fizeram questão de me apoiar ainda mais nesta fase de conclusão do curso.

Primeiro gostaria de agradecer ao professor Hugo, meu orientador de tese, por este caminho, abrir as portas da investigação e convidar sempre a entrar, por me ter dado liberdade de criação, orientação quando necessária e sempre boa disposição e motivação no projeto, mesmo quando as coisas pareciam não ter rumo.

À minha família pela paciência e compreensão, não há nada que valorize mais do que o apoio e fé que depositaram em mim até chegar aqui. Mãe, pelas muitas chamadas compreensivas e pelos conselhos práticos que me mantiveram focada, pelas conversas, pela comida, pelas visitas e por todo o carinho. Pai, pelos calmos e lentos conselhos ao longo destes anos, pelos abraços reconfortantes e pelo exemplo de disciplina e força de vontade. Filipe, pela ajuda artística, pelas ideias e por todo interesse que dedicaste ao projeto e em estar comigo sempre que podias. Catarina, pelo carinho e exemplo de mansidão, eu não só sinto que tens muito orgulho em mim, como retribuo em 10 vezes, tenho muita sorte em ser tua irmã. - Raquel, tu entras aqui! Obrigada por estares sempre sempre comigo! Aos meus avós que receberam-me e ajudaram-me neste "Continente" é bom saber que a família será sempre família.

Tenho muito a agradecer às maravilhosas pessoas que conheci na faculdade. Obrigada Marta Tchíee pela amizade, pela força e inspiração, pelas viagens, e por tudo! Tenho muita sorte em ter-me cruzado contigo e por decidires ficar na minha vida. Ao Calisto, à Jéssica, à Ana Rita, à Ana Simões e ao Tiago Oliveira, pelas nossas aventuras e por nunca desistirem de mim!

Às minhas grandes velhas amigas. Às lindas amigas, Maribi e Caldeirinha, companheiras no sofrimento, pelas dormidas e boleias, pelo amor e carinho, motivação e principalmente compreensão. À Bárbara Guimarães, AyseGül e Catarina Neves que, apesar de longe, tiram tempo para aquecer o meu coração e motivar-me a seguir em frente. Ao Zé cujos cafés curam a alma e a ajuda sempre pronta e tão docemente dada, eu agradeço tão sinceramente (sim, agora devolve-me os pratos!). Ao João Costa por ser sempre O amigo, nunca falhar, e me ter abrigado durante a crítica fase de escrita da tese, devo-te muito. Ao Nuno por cuidar tão bem de mim e me abrigar! À Cristina pelo carinho e apoio, pelo tecto e pelo esparguete al dente. Ao sr.Diogo pelas piadas e por todo o orgulho, é muito mútuo! Ao Tomé pelas grandes dicas, pela inspiração e pela oportunidade de crescer a debater, e a coordenar um grupo de debate (os meus textos argumentativos nunca mais serão os mesmos). Ao Hugo pela grande ajuda com o Inglês. Ao Luís Guilherme Sousa pela amizade sincera e pelas conversas que me fazem crescer. À minha Pipa Baguéu Macchu Pitchu.

E, por fim, ao Bernardo José Gervásio Canelas da Silva, por toda a cumplicidade, pelas nossas brincadeiras e todas as aventuras e viagens. Obrigada por escolheres ficar e ajudar-me a crescer e a tornar-me naquilo que eu quero ser. Gosto tanto de ti. Tenho toda a sorte do mundo por te ter na minha vida e espero continuar na tua.

| Resumo

O interesse na autorregulação de sinais fisiológicos, o *biofeedback*, tem crescido devido aos resultados eficazes e duradouros em certos distúrbios de saúde como por exemplo enxaquecas, transtorno do déficit de atenção e hiperatividade (TDAH), insónias em crianças e depressão.

Há então uma necessidade de criar plataformas de Interação Humano Máquina (IHM) e Interação Cérebro-Computador (ICC) para *biofeedback* e *neurofeedback* respetivamente, tanto para utilizadores comuns como para fins académicos.

Se, por um lado, o utilizador do dia-a-dia requer que o *feedback* audiovisual seja atraente e agradável, para uso contínuo, por outro lado, a nível académico há necessidade de ferramentas que permitam a realização de estudos vários e ainda pós-processamento dos dados.

Esta dissertação propõe-se ao desenvolvimento de uma plataforma, a *BrainBIT Art*, para transformar os sinais de Eletroencefalografia (EEG) e de Fotopletismografia numa experiência artística audiovisual, segundo o protocolo escolhido. O utilizador manipula essa experiência ao regular conscientemente as ondas cerebrais e o ritmo cardíaco. A plataforma deve também ser capaz de rever os sinais de sessões anteriores e informar sobre o progresso de treino em cada onda.

Para atingir os objetivos propostos foi usado o BrainBIT, dispositivo desenvolvido anteriormente pelo Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica (IBEB). A conexão, sem fios e em tempo real, é feita com o programa de desenvolvimento de jogos Unity3D, uma ferramenta com popularidade crescente na comunidade científica. Foi desenvolvida uma interface simples, mas eficaz, acessível tanto para utilização no dia-a-dia, como em utilização académica. Considerou-se ainda relevante validar os resultados da aplicação, procedendo alguns testes.

Acreditamos que plataformas como a *BrainBIT Art* podem melhorar a qualidade de vida de pessoas saudáveis e de doentes em internamento, ajudar na terapia de utilizadores com distúrbios neurológicos e auxiliar futuros projetos de investigação na área do *bio. neurofeedback*. Estas iniciativas podem também abrir caminho para *feedbacks* mais criativos e ambiciosos.

Palavras-chave: Plataforma, Aplicação, *Biofeedback*, *Neurofeedback*, Interação Humano Máquina, Interação Cérebro-Computador, EEG, Fotopletismografia, Processamento de Sinal, Tempo real, arte

| Abstract

Interest in the auto-regulation of physiological signs – biofeedback – has grown due to the effective and lasting results obtained in the treatment of ailments such as migraines, attention deficit disorders and hyperactivity (ADHD), insomnia in children and depression.

This has created a need for Human Machine Interface (HMI) and Brain-Computer Interface (BCI) platforms for biofeedback and neurofeedback respectively, both for casual and academic users alike.

If, on the one hand, the casual user requires the audio-visual feedback to be attractive and pleasant in order to use it continuously, on an academic level there is a need for tools that allow for the carrying out of studies and the post-processing of data.

This dissertation proposes to develop a platform, BrainBIT Art, that transforms Electroencephalography (EEG) and Blood Volume Pulse (BVP) signals into a visual or auditory artistic experience, according to the protocol chosen. The user can then manipulate that experience by consciously regulating their brain waves and cardiac rhythm. The platform should also be able to review signals from previous sessions and inform the user about their training progress in each wave.

In order to achieve the objectives proposed in this dissertation, we used BrainBIT, a device previously developed by Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica (IBEB). The wireless and real-time connection was accomplished through the use of game-development program Unity3D, a tool with growing popularity in the scientific community. We developed a simple yet effective interface, accessible both for casual as well as academic use. It also seemed relevant to conduct some tests in order to validate the application's results.

We believe that platforms such as BrainBIT Art may aid in the therapy of users with neurological ailments, improve the quality of life of both healthy users and patients, and help in future investigative projects in the bio and neurofeedback areas. These initiatives may also give way to more creative and ambitious feedback.

Keywords: Platform, Application, Biofeedback, Neurofeedback, Human Machine Interface, Brain Computer interface, EEG, Blood Volume Pulse, Signal Processing, Real-time, Art.

| Índice

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Siglas	xix
1 Introdução	1
1.1 Ambiente e Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.2.1 Identificação de características de sinal	2
1.2.2 Produção de <i>feedback</i> audiovisual	2
1.2.3 Criação de uma interface	2
1.3 Princípios, requisitos e metas	2
1.4 Visão Geral da Dissertação	4
2 Conceitos teóricos	5
2.1 <i>Biofeedback</i> e <i>Neurofeedback</i>	5
2.2 Sinal de eletroencefalografia (EEG)	7
2.2.1 Sistema nervoso	7
2.2.2 Eletrofisiologia	8
2.2.3 Eletroencefalograma	10
2.3 Sinal de fotopletismografia (PPG)	12
2.3.1 Fisiologia	13
2.3.2 Fotopletismograma (<i>Blood Volume Pulse</i> , Volume de Pulso Sanguíneo (BVP))	13
2.4 Arte e Estética	14
2.4.1 Música	15
2.4.2 Imagem	16
3 Estado-da-Arte	19
3.1 Plataformas de Desenvolvimento de Aplicações	19
3.2 Sensores Portáteis	20
3.3 Arte e biofeedback	20
4 Materiais e Métodos	23

4.1	Ambiente de desenvolvimento	23
4.2	Aquisição	24
4.2.1	EEG	25
4.2.2	BVP	26
4.2.3	ACC	26
4.3	Processamento	26
4.3.1	Filtro espacial de EEG e BVP	26
4.3.2	Deteção de movimento	27
4.3.3	Deteção do ritmo cardíaco	27
4.3.4	Deteção das ondas cerebrais	28
4.3.5	Calibração	29
4.4	Impressão áudio	30
4.4.1	Ritmo	31
4.4.2	Instrumento e notas musicais	32
4.4.3	Pausas e simultaneidade	33
4.5	Impressão visual	33
4.5.1	Caleidoscópio	34
5	Resultados e discussão	39
5.1	Visão geral do sistema	39
5.2	Plataforma	40
5.2.1	Interface e menus	40
5.2.2	Configurações	41
5.2.3	Resumo de sessão e progresso	41
5.3	Cenários audiovisuais	41
5.3.1	<i>Feedback</i> auditivo e cenário visual que o acompanha	42
5.3.2	<i>Feedback</i> visual 1	42
5.3.3	<i>Feedback</i> visual 2	42
5.3.4	<i>Feedback</i> visual 3	43
5.4	Prova-de-conceito	45
5.4.1	Amostra	45
5.4.2	Resultados	46
6	Conclusões	51
6.1	Considerações Finais	51
6.2	Limitações e trabalho futuro	52
	Bibliografia	53
A	Apêndice - Formulários, questionário e protocolo da prova-de-conceito	59
I	Anexo - <i>Datasheets</i>	67

II Anexo - <i>System Usability Scale</i>	75
--	----

| Lista de Figuras

2.1	Classificação Anatômica e Fisiológica do Sistema Nervoso [30]).	7
2.2	Elementos do Sistema nervoso	8
2.3	Potencial de ação.	10
2.4	Sistema 10/20 para o posicionamento de elétrodos (<i>adaptado de [38]</i>).	11
2.5	Representação dos diferentes tipos de ondas presentes no EEG (<i>adaptado de [28]</i>).	12
2.6	Sinal PPG e eletrocardiograma (EEG) correspondente (<i>adaptado de [44]</i>).	14
2.7	Teclado de um piano com respetiva notação americana [52]	15
2.8	O hexágono com diferentes raios (à direita) pode ser visto como uma diferente perspectiva do cubo (à esquerda) mas dificilmente é reconhecido como tal. A interpretação "genérica" é a que o cérebro prefere. <i>Traduzido e adaptado livremente de [64]</i>	17
4.1	Interface provisória usada para observar e aplicar transformações sobre os sinais obtidos do <i>BrainBIT</i> . O programa dispõe de 5 secções: : 1 - "Vista de Cena", 2 - "Vista de Jogo", 3 - "Hierarquia", 4 - "Projeto" e 5 - "Inspetor". Para simular a aplicação e correr todo o código programado existem os 6 - "botões de jogo"	24
4.2	Dispositivo usado e localização dos sensores	25
4.3	Exemplos de filtragem do sinal	27
4.4	Esquema de sinal de Batimentos Por Minuto (BPM) obtido com o <i>BrainBIT</i> ®, onde os pontos azuis representam a deteção da maior variação, e os vermelhos representam os pontos descartados pelo <i>threshold</i> . Os valores de t_1 e t_2 representam o instante do último ponto detetado e do ponto atual, respetivamente	28
4.5	Esquema de sinais obtidos com o processamento. 1- Onda sinusoidal gerada de 5Hz. 2-Densidade de poder espectral do sinal (1) após aplicação do logaritmo 3- Densidade de poder espectral do sinal (1) após aplicação da janela de Hanning e do logaritmo (2)	29
4.6	Dois exemplos de diferentes ponderações nos valores de pontuação, baseados na variação do sinal em relação à <i>baseline</i> . A azul pode ver-se que se a variação do indicador escolhido em relação à calibração for -20%, então a pontuação será 0, se for +20% o utilizador estará a atingir o máximo da escala, ou seja 10. A linha roxa é o equivalente para uma variação de 50%.	30
4.7	Gráficos criados com objetivo de auxiliar a produção de algoritmos.	31
4.8	Sequência da percussão utilizada para o <i>feedback</i> auditivo, com esquema da sincronização com o ritmo cardíaco, o "x" assinala o som que toca em simultâneo com o batimento, e respetiva legenda	32

4.9	Notas usadas para a criação da música em tempo real, tirado do projeto criado no programa MuseScore 2 [®]	32
4.10	Esquema do funcionamento do algoritmo de multiplicação de câmara para criar imagens caleidoscópicas	35
4.11	Exemplos de sistemas de partículas criados em Unity3D [®]	35
4.12	Imagens na vista de <i>Cena</i> do Unity3D [®] , dos dois sistemas de partículas do segundo cenário	36
4.13	Imagens na vista obtidas do Unity3D [®] , dos cenário visuais	36
5.1	Arquitetura do sistema de <i>bio</i> e <i>neurofeedback</i>	39
5.2	Esquema dos menus e níveis de interação da aplicação (0, 1, 2, 3, 4 e 5), há um menu para cada nível de interação, para cada um dos modos básico ou avançado. A mesma cor indica têm uma relação interativa dinâmica de parentesco.	40
5.3	Três menus intercomunicativos iniciais	40
5.4	Dois menus configurativos	41
5.5	Dois menus configurativos	41
5.6	Imagens ao sistema visual complementar ao <i>feedback</i> auditivo, tiradas do <i>BrainBIT Art</i> em funcionamento.	43
5.7	Imagens ao sistema visual 1, tiradas do <i>BrainBIT Art</i> em funcionamento.	44
5.8	Imagens ao sistema visual 2, tiradas do <i>BrainBIT Art</i> em funcionamento.	44
5.9	Imagens ao sistema visual 3, tiradas do <i>BrainBIT Art</i> em funcionamento.	45
5.10	Gráficos das características dos 10 voluntários, obtidas no primeiro formulário.	47
5.11	Participante da prova-de-conceito na demonstração da <i>BrainBIT Art</i> na "Noite Europeia dos Investigadores 2017", Pavilhão do Conhecimento.	47
5.12	Gráficos das respostas a questões extra sobre <i>biofeedback</i> , dos 10 voluntários.	50

| Lista de Tabelas

2.1	Tabela resumo das características cerebrais treinadas na área frontal em função da área de aplicação ou terapia	6
4.1	Probabilidade(%) da altura das notas musicais geradas, em cada nível	33
4.2	Número de pausas geradas por 16 tempos, em cada nível	33
4.3	Probabilidade(%) do número de pausas geradas em cada tempo, por cada nível . . .	34
5.1	Pontuação dada a cada pergunta sobre <i>bio</i> e <i>neurofeedback</i> , por cada utilizador questionado, e pontuação final	48
5.2	Pontuação dada a cada pergunta na escala de usabilidade do sistema, por cada utilizador questionado, e pontuação final	49

| Siglas

.mp3	extensão ficheiro áudio.
ACC	Acelerometria.
API	<i>Application Programming Interface</i> , Interface de programação de aplicações.
BCI	<i>Brain Computer Interface</i> , Interface Cérebro-Computador.
BPM	Batimentos Por Minuto.
BVP	<i>Blood Volume Pulse</i> , Volume de Pulso Sanguíneo.
EEG	Eletroencefalografia.
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> , Transformada Rápida de Fourier.
HMI	<i>Human Machine Interaction</i> , Interação Humano-Máquina.
IBEB	Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica.
ICC	Interface Cérebro-Computador.
ICM	Interface Cérebro-Máquina.
IMM	Interface Mente-Máquina.

IND	Interface Neural Direta.
IO	<i>Input/Output</i> , recepção e transferência de dados.
ITS	Interface Telepática Sintética.
open source	<i>open source</i> , código de fonte aberta.
SDK	<i>Software Development Kit</i> , Conjunto de Ferramentas de Desenvolvimento de um Programa.
SNA	Sistema Nervoso Autônomo.
SNAP	Sistema Nervoso Autônomo Parassimpático.
SNAS	Sistema Nervoso Autônomo Simpático.
SNC	Sistema Nervoso Central.
SNP	Sistema Nervoso Periférico.
SNS	Sistema Nervoso Somático.
STFT	<i>Short-Time-Fourier Transform</i> , Transformada de Fourier de curto termo.
SUS	<i>System Usability Scale</i> , Escala de Usabilidade do Sistema.
UI	<i>User Interface</i> , Interface de usuário.

1 | Introdução

1.1 Ambiente e Motivação

A Engenharia Biomédica procura investigar e solucionar problemas colocados na área da saúde, fazendo uso da sua multidisciplinaridade para melhorar a saúde e bem-estar do indivíduo.

Um ramo de crescente interesse da comunidade científica na área da saúde é o uso de *biofeedback*, mecanismo de autorregulação de sinais biológicos por um estímulo, em tempo real. Neste sistema contínuo, a pessoa tem acesso a informação biológica, traduzida sob forma de um sinal interpretável, o *feedback*, e regula conscientemente o seu estado biológico correspondente de forma a alterar ou manter este sinal. Um exemplo bastante comum é a redução do ritmo cardíaco por observação de um pletismograma [1].

O *feedback* pode tomar variadíssimas formas desde que estimule pelo menos um dos sentidos, podendo também tomar contornos artísticos e estéticos o que aumenta a sensação de imersão. Mais ainda, a relação autoregulação-*feedback* confere um carácter de objetivo-recompensa característico dos jogos lúdicos. Estas características aumentam o envolvimento do utilizador e propulsionam ainda melhores resultados [2].

Um dos sinais biológicos com mais interesse em é o Eletroencefalografia (EEG), detetado pela primeira vez em 1929 quando Hans Berger declarou ter registado diferenças de potencial no escalpe. Hoje sabe-se que essas variações provêm da atividade elétrica do cérebro e que transportam informação sobre o pensamento, estado mental e emocional.

O EEG torna-se assim num incontornável alvo de estudo do *biofeedback*: o *neurofeedback* ou mecanismo de autorregulação neural [3].

Estão estudados determinados padrões e fatores presentes no sinal de EEG que se relacionam com certas atividades mentais [4]. Se esses factores forem quantificados, há a possibilidade de projectar uma resposta no computador [5]. A esta comunicação dá-se o nome de *Brain Computer Interface*, Interface Cérebro-Computador (BCI) [6]¹.

O crescente número de estudos tem conduzido a resultados promissores tanto em terapias psicológicas, psiquiátricas e motoras, como na simples manutenção de bem-estar e entretenimento [7]. Por dispensar medicamentos, e por envolver o doente no processo de cura, tanto o bio como o *neurofeedback* apresentam uma ótima solução em terapias para algumas doenças neurológicas e psiquiátricas, recuperação motora, comunicação não-verbal, entre outras ainda por explorar.

¹também pode ser denominada Interface Mente-Máquina (IMM), Interface Neural Direta (IND), Interface Telepática Sintética (ITS), Interface Cérebro-Computador (ICC) ou Interface Cérebro-Máquina (ICM)

Desde o utilizador comum saudável, ao paciente em internamento, o potencial de entretenimento terapêutico do *neurofeedback* torna-o numa poderosa solução que a engenharia biomédica pode oferecer tanto na área da saúde como à comunidade em geral.

É nesse contexto que surge a necessidade de criar plataformas que permitam tanto a criação rápida de protocolos de *bio* e *neurofeedback* artístico e posterior aquisição de dados por parte de académicos, como uma interface simples e acessível que permita o utilizador comum tomar partido dos benefícios do *neurofeedback*, divertindo-se a fazê-lo. Esta tese de desenvolvimento de uma aplicação para fornecer uma impressão artística baseada em *Human Machine Interaction*, Interação Humano-Máquina (HMI) surge para dar resposta a essa necessidade.

1.2 Objetivos

Esta dissertação propõe-se ao desenvolvimento de uma plataforma, a *BrainBIT Art*, para transformar os sinais de Eletroencefalografia (EEG) e de Fotopletismografia numa experiência artística audiovisual, segundo o protocolo escolhido.

Para cumprir essa tarefa, procura-se atingir assim três objetivos principais:

1.2.1 Identificação de características de sinal

O primeiro objetivo é criar as ferramentas necessárias para identificar e quantificar, em tempo real, indicadores presentes nos sinais biomédicos EEG e BVP e no sinal do acelerómetro. Tenciona-se utilizar os indicadores relevantes para criar um mecanismo de *biofeedback* e dar significado à impressão audiovisual.

1.2.2 Produção de *feedback* audiovisual

O segundo objetivo é gerar diferentes composições artísticas, dependendo do indicador que se pretende treinar em *biofeedback*. Estas composições alteram-se, em tempo real, de forma diretamente proporcional aos indicadores encontrados no primeiro objetivo.

1.2.3 Criação de uma interface

O terceiro e último objetivo é conceber uma interface acessível que permita a um utilizador avançado, escolher os indicadores biomédicos a treinar em cada sessão, e a um utilizador básico, escolher entre quatro opções, qual a que deseja melhorar ao fazer uma sessão de *neurofeedback*. Esta interface deve permitir ao utilizador rever os sinais de cada sessão e o seu espetro de frequências, e também consultar o seu progresso ao longo das sessões.

1.3 Princípios, requisitos e metas

Para o normal desenvolvimento da dissertação é necessário estabelecer algumas metas que, ao respeitar os requisitos acordados com o orientador e o laboratório de biofísica do Instituto de

Biofísica e Engenharia Biomédica (IBEB), leva ao encontro dos princípios estabelecidos no início do projeto.

Ao **sensor** foi determinado que este deveria ser capaz ler sinais e transmiti-los em tempo real, fosse de fácil transporte e montagem, e compatível com o programa de desenvolvimento escolhido. Aquando do início do projeto, o laboratório de biofísica do IBEB tinha disponível o dispositivo BrainBIT[®] que satisfaz todos estes requisitos. Para este objetivo foram propostas as seguintes **metas**:

- Desenhar e montar uma banda simples capaz de sustentar os sensores BrainBIT[®].
- Utilizar o *Software Development Kit*, Conjunto de Ferramentas de Desenvolvimento de um Programa (SDK) do BITalino[®] para receber os dados provenientes, que utiliza a mesma tecnologia.
- Criar menu de conexão *bluetooth*[®] para o utilizador.

À **identificação e quantificação de características** presentes no sinal, objetivo referenciado em 1.2.1, foi determinado que deveria ser em tempo real e fiável, que haveria a possibilidade de escolha dos indicadores a treinar em cada sessão de *biofeedback*, que seria vantajoso armazenar os dados recolhidos e abrir-los de novo. Para este objetivo foram propostas as seguintes **metas**:

- Guardar provisoriamente dados em *buffer*, memória tampão ².
- Filtrar o sinal nas frequências desejadas.
- Escolher os indicadores pretendidos para cada sinal.
- Aceder ao espectro de frequência de EEG.
- Criar protocolo de armazenamento e abertura de dados.
- Criar protocolo de sessões e contas.
- Criar gráficos de resumo das sessões para avaliar o progresso.

À **plataforma**, referenciada na secção 1.2.2, foi proposto que a deveria ser intuitiva e apresentar um modo básico e um modo avançado. Para este objetivo foram propostas as seguintes **metas**:

- Projetar e conceber uma interface, com recurso a contas, sessões e menus.
- Disponibilizar uma versão básica e avançada.

Quanto ao **feedback audiovisual**, referenciado em 1.2.3, o principal requisito é que este proporcionasse uma experiência agradável e imersiva. Para este objetivo foram propostas as seguintes **metas**:

² *buffer* in Dicionário infopédia de Inglês|Português. Porto: Porto Editora, 2003-2017

- Criar um cenário de *feedback* auditivo.
- Criar quatro cenários exclusivos de *feedback* visual, um de acompanhamento ao feedback auditivo.
- Provar o conceito de uma aplicação artística imersiva.

1.4 Visão Geral da Dissertação

A estrutura da dissertação está organizada da seguinte forma:

- O **Capítulo 1**, sendo o presente capítulo, consiste num breve prefácio à tese proposta centrando-se sobretudo na área, motivação e metas;
- O **Capítulo 2** desenvolve e aprofunda alguns conceitos pertinentes e noções teóricas fundamentais para a compreensão desta dissertação. Estes serão tratados de forma pormenorizada tentando abranger todas as áreas de conhecimento envolvidas;
- O **Capítulo 3** consiste numa revisão da literatura relacionada com o estado-da-arte atual nos campos relacionados com o projeto. O foco central são exemplos de tecnologias concretas, metodologias e formas de projetar soluções de relevância, sendo apresentados de acordo com a categoria em que se inserem;
- O **Capítulo 4** explica meteticulosamente e de forma cronológica o recurso a materiais e métodos usados para alcançar as metas propostas nos Objetivos 1.2;
- O **Capítulo 5** resume os resultados chave da dissertação, apresentando o ambiente desenvolvido final, os seus principais constituintes assim como as funções que executa.
- O **Capítulo 6** apresenta as principais conclusões de todo o trabalho, as limitações encontradas no processo, planos futuros, possíveis melhorias e por último a contribuição dada.

2 | Conceitos teóricos

2.1 *Biofeedback e Neurofeedback*

Um ramo de crescente interesse da comunidade científica na área da saúde é o uso de *biofeedback*, mecanismo de autorregulação por sinais biológicos ou, como definido pela comissão da *Task Force on Nomenclature*, em 2008:

"*Biofeedback* é um processo que permite ao indivíduo aprender como alterar a sua atividade fisiológica para efeitos de melhoria do seu estado de saúde e desempenho. Instrumentos precisos medem a atividades fisiológicas, como por exemplo, as ondas cerebrais, função cardíaca, atividade muscular e temperatura da pele. Estes instrumentos rapidamente enviam de volta informação para o utilizador (*feedback*). Esta informação, ao ser apresentada, frequentemente provoca alterações no pensamento, emoções e no comportamento, auxiliando as alterações fisiológicas desejadas. Com o tempo, estas alterações permanecem sem recorrer ao uso contínuo do instrumento"(traduzido livremente de [1]).

O treino por *biofeedback* entrou em uso por volta de 1969 e nos últimos 40 anos tem ganhado um lugar como terapia principal ou auxiliar, devido aos inúmeros estudos e experiências. Este aumento de estudos nos últimos anos deve-se também ao baixo preço e avanço tecnológico do *hardware*, ou tecnologia física.

O treino por *biofeedback* é constituído por um aparelhos sensível, que captam o sinal ou sinais fisiológicos, amplificando e convertendo em informação significativa (som e imagem); um utilizador que experimenta vários métodos para, segundo a informação que recebe, alterar a resposta fisiológica. Esta autorregulação e os efeitos a longo prazo devem-se à interação mente-corpo, retorno de informação, aumento da consciência sobre a ação e a prática.

O *biofeedback* de BVP é amplamente utilizado, conhecido e estudado no tratamento de enxaquecas [8]. A partir do sinal de BVP é possível retirar o ritmo cardíaco, de acordo com os picos do sinal, a variabilidade cardíaca, a oxigenação e a pressão arterial. Neste estudo [9] focado em auxiliar o tratamento a enxaquecas, foi utilizado um *feedback* binário para quando o pico diastólico ou sistólico ultrapassasse o limite pretendido. Pensou-se também que o *feedback* binário pudesse estar a alterar o ritmo cardíaco mas a sua correlação foi considerada de baixa significância para os estudos de *feedback* contínuo de BVP [10]. Foi utilizado também para treinar a redução do ritmo cardíaco e superar a ansiedade de falar em público [11].

Os vários tipos de *biofeedback* dependem dos diferentes sinais biomédicos utilizados. O *neurofeedback* é um tipo de *biofeedback* que utiliza o sinal de EEG. Entre os benefícios que podem ser retirados do treino das ondas cerebrais estão: a atenção, foco e concentração; a reabilitação cognitiva; regulação do sono; redução de stress e terapia em diversos transtornos psíquicos e emocionais como a impulsividade, transtorno do déficit de atenção e hiperatividade, depressão, transtorno da ansiedade, síndrome de pânico, bipolaridade, transtorno do espectro autista, esquizofrenia, transtorno obsessivo-compulsivo, dependência química, entre outros.

Em relação à especificidade das características que podem ser treinadas na área frontal para obter um efeito benéfico, foi realizada uma pesquisa, e retirados os estudos relevantes para o desenvolvimento desta dissertação, apresentados na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Tabela resumo das características cerebrais treinadas na área frontal em função da área de aplicação ou terapia

Área de aplicação ou Terapia	Ondas treinadas	Estudo ou revisão
Redução de stress	Alfa	[12]
Redução de stress em doentes com alta ansiedade	Alfa	[13]
Epilepsia	Beta	[14] , [15]
Esquisofrenia	Gama	[16]
		[17]
Deficit de Atenção e hiperatividade	Beta	[18]
		[19]
Desempenho cognitivo	Alfa	[20], [21]
Distúrbios emocionais	Assimetria Alfa	[22], [23], [24], [21] e [25]
Desempenho criativo	Teta	[26], [7]

A atividade corporal produz sinais que podem ser medidos com instrumentos adequados para o efeito, obtendo direta ou indiretamente informações sobre o funcionamento e estado de saúde do indivíduo (ex.: ritmo cardíaco, pressão sanguínea, condutividade da pele, atividade cerebral, entre outros). Tradicionalmente essas medidas eram gravadas e posteriormente analisadas a olho nu por um profissional de saúde. As decisões eram baseadas nestas leituras isoladas. Atualmente, engenheiros especializados exploram e desenvolvem algoritmos para o processamento de sinais biomédicos com o intuito de fornecer dados em tempo real e uma maior compreensão dos seus significados através de formas não invasivas.

Para melhor entender o funcionamento do *biofeedback* e *neurofeedback*, serão explorados com mais detalhe apenas os sinais de eletroencefalografia e fotopletismografia assim como a fisiologia correspondente.

2.2 Sinal de eletroencefalografia (EEG)

O cérebro humano, como centro de controlo consciente e inconsciente do resto do corpo, possui uma intensa atividade elétrica e química. Em situações e áreas do cérebro específicas, essa atividade pode ser reconhecida por padrões que se repetem na presença de condições ambientais bem definidas [27]. A eletroencefalografia é um método de monitorização eletrofisiológico que regista essa atividade. É considerado o melhor candidato para a recolha contínua de sinal em tempo real pela sua elevada resolução temporal, por ser portátil, fácil de usar e processar e por ser não-invasivo [5].

2.2.1 Sistema nervoso

O Sistema Nervoso está dividido anatomicamente (ver fig.2.1) em Sistema Nervoso Central (SNC), que inclui o cérebro e a espinal medula (ver figura 2.1), e Sistema Nervoso Periférico (SNP), que inclui a inervação nervosa periférica proveniente do cérebro e da espinal medula [28].

O SNP possui neurónios motores aferentes, que reagem a estímulos externos levando informação para o SNC (são neurónios tipicamente sensoriais) e os neurónios eferentes que transmitem informação do SNC para os órgãos (frequentemente motores). Os neurónios motores eferentes podem fazer parte do Sistema Nervoso Somático (SNS) ou do Sistema Nervoso Autónomo (SNA) segundo a sua função fisiológica (ver fig.2.1). Para regulação de sinais fisiológicos é importante saber que o SNS enerva os músculos esqueléticos e é de ação voluntária e o SNA inerva principalmente glândulas e órgãos, sendo de ação involuntária. O SNA está dividido em duas grandes unidades: o Sistema Nervoso Autónomo Simpático (SNAS) e o Sistema Nervoso Autónomo Parasimpático (SNAP). Alguns órgãos são inervados por ambas as unidades (SNAS e SNAP) e outros são controlados apenas por uma. [29]

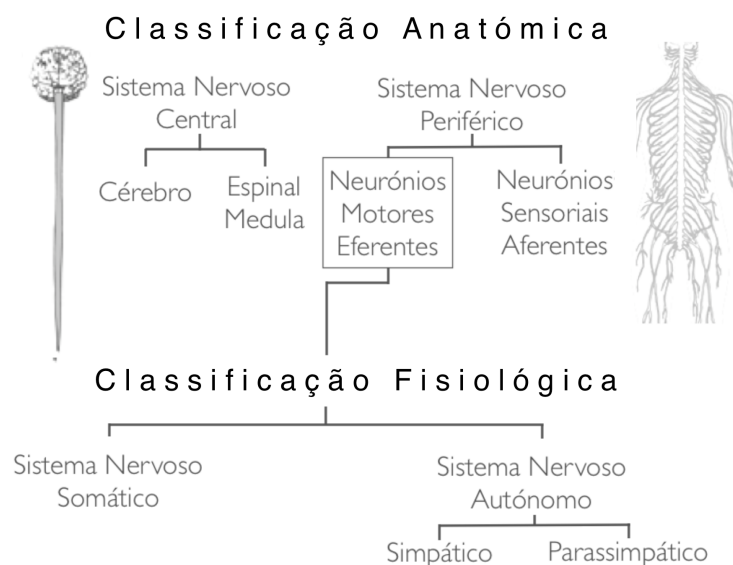


Figura 2.1: Classificação Anatômica e Fisiológica do Sistema Nervoso [30].

O córtex cerebral consiste na camada mais externa do cérebro e tem uma espessura de 2-3 mm.

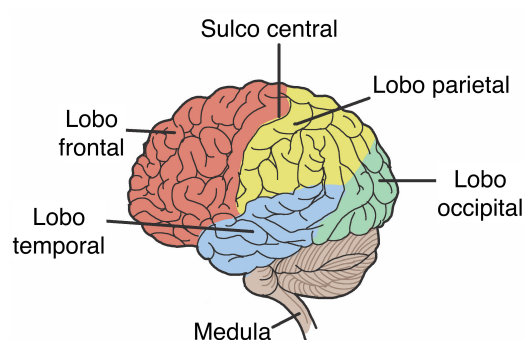
A sua superfície é caracterizada por sulcos e reentrâncias de diferentes tamanhos que aumentam a área neuronal. É aceite afirmar que diferentes áreas do córtex cerebral são responsáveis por diferentes funções como as sensações, aprendizagem, movimento voluntário, linguagem e percepção. O córtex é separado pela fissura longitudinal, em dois hemisférios: o direito e o esquerdo e possui quatro lobos: o lobo frontal, temporal, parietal e occipital [31] como se pode ver na fig. 2.2a.

O córtex pré-frontal é uma área do lobo frontal e a sua ativação predominante caracteriza-se por desempenhar funções executivas, entre as quais, tomada de decisão e resolução de pensamentos conflitantes, efeitos futuros de ações presentes, planeamento e realização de tarefas para alcançar objetivos, previsão de acontecimentos e auto-controle social, atenção e memória de trabalho. [32]

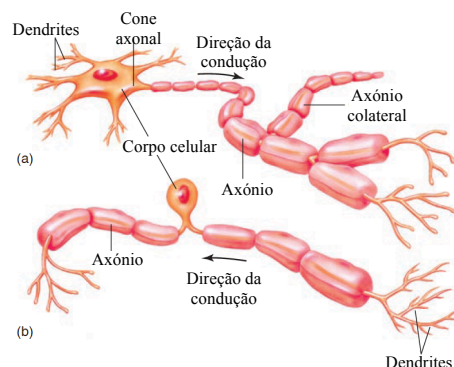
O tecido nervoso consiste nos neurónios e nas células gliais [33]. O neurónio representa a unidade estrutural e funcional básica do sistema nervoso. Os neurónios respondem a estímulos físicos e químicos, conduzem impulsos eletroquímicos e ainda libertam reguladores químicos. Através destas atividades, os neurónios permitem a percepção de estímulos sensoriais, aprendizagem, memória e controlo dos músculos e glândulas [28]. As células gliais fornecem apoio anatómico e funcional aos neurónios e são responsáveis pelas funções necessárias à normal fisiologia do sistema nervoso [33].

Embora variem consideravelmente de forma e tamanho, os neurónios apresentam três regiões principais: o corpo celular, as dendrites e o axónio (ver figura 2.2b).

As dendrites e os axónios são extensões do corpo celular onde se localiza o núcleo da célula nervosa. As dendrites apresentam uma área recetiva que transmite impulsos eletroquímicos para o corpo celular. Por sua vez, o axónio conduz estes impulsos para as dendrites da célula nervosa seguinte, perpetuando o sinal elétrico [28].



(a) Esquema dos lobos do córtex cerebral do hemisfério esquerdo (*adaptado de [34]*)



(b) Estrutura do neurónio motor (a) e do neurónio sensorial (b) (*adaptado de [28]*).

Figura 2.2: Elementos do Sistema nervoso

2.2.2 Eletrofisiologia

Potencial de membrana

Todas as células do corpo apresentam uma diferença de potencial na membrana. O potencial de repouso ocorre quando o interior da célula é negativo em comparação com o exterior, significando

que existe diferença na carga elétrica e que a membrana está polarizada. A diferença de potencial tem diferentes valores, dependendo do tipo de célula e no caso dos neurónios, o potencial de repouso corresponde a -70 mV. A diferença de potencial é o resultado da permeabilidade da membrana celular a certos iões presentes em ambos os lados da mesma (como o Na^+ (sódio), K^+ (potássio), Cl^- (cloro), entre outros), bem como da existência de proteínas transportadoras de iões presentes na própria membrana [33]. São elas as responsáveis por manter as concentrações iónicas e a diferença de potencial da membrana.

O movimento de iões de sódio e potássio na membrana da célula envolve a utilização de uma bomba sódio-potássio que mantém uma diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula [28]. Este processo é um exemplo de transporte ativo, uma vez que ocorre contra o gradiente de concentração e envolve gasto de energia na forma de ATP. Esta bomba não é mais do que uma proteína transmembranar que, simultaneamente, transporta 3 iões de sódio para o exterior da célula e 2 iões de potássio para o interior. Consequentemente, existe uma maior concentração de iões sódio no meio extracelular, e um maior concentração de iões potássio no interior da célula [28].

Potencial de ação

Embora todas as células possuam potencial de membrana, apenas alguns tipos de células sofrem alteração do seu potencial de membrana em resposta a um estímulo. Como já foi referido, tais alterações resultam da permeabilidade de certas membranas a iões específicos quando estimuladas. A fisiologia que caracteriza os neurónios e as células dos tecidos musculares permite produzir e transmitir estas alterações através do potencial de membrana [28]. Potencial de ação, ou impulso nervoso, pode ser definido como uma onda de descarga elétrica que percorre a membrana do neurónio [35].

O potencial de ação tem duas fases principais: a despolarização e a repolarização. Sistematizando, após estimulação elétrica, os canais de sódio sensíveis ao estímulo, são os primeiros a abrir, causando a entrada na célula de cargas positivas devido aos iões Na^+ e consequente despolarização. De seguida, os canais de potássio abrem, permitindo a saída dos iões K^+ , produzindo a repolarização do potencial de membrana. A fase de hiperpolarização denomina-se período refratário e é quando o potencial de membrana torna-se "mais negativo" que o potencial de repouso, devido aos canais de potássio permanecerem abertos depois da fase de repolarização terminar. Isso impede que ocorra nova despolarização enquanto esta fase durar.

Através da análise da figura 2.3 percebe-se que, durante a despolarização, o potencial de membrana torna-se "menos negativo" até atingir um valor positivo. Na fase de repolarização, o potencial de membrana volta ao estado de repouso (aproximadamente -70 mV). [36].

Um potencial de ação ocorre na membrana de um axónio quando a despolarização atinge um certo limiar de excitação, cerca de -55 mV para muitos neurónios, e normalmente constante em cada um deles. Sendo assim, a criação de um potencial de ação depende de um estímulo suficiente para provocar uma alteração no potencial de membrana até ao limiar de excitação. Caso se verifique esta condição, o neurónio é acionado.

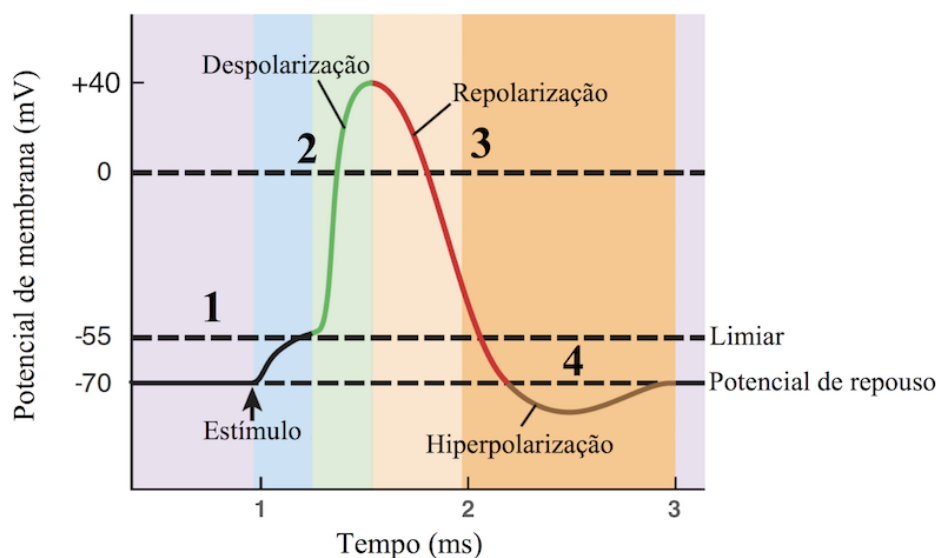


Figura 2.3: Potencial de ação. 1 - Potencial de repouso; 2 - Despolarização causada pela entrada de iões Na^+ ; 3 - Repolarização causada pela saída de iões K^+ ; 4 - Hiperpolarização devido ao facto dos canais de K^+ permanecerem abertos depois da fase de repolarização terminar (*adaptado de [36]*).

Contudo, uma despolarização "mais forte" que o limiar do neurónio, apresenta a mesma amplitude que um estímulo do mesmo valor do limiar. Ou seja, cada vez que se gera um potencial de ação, a sua amplitude é constante e não depende da intensidade do estímulo. No entanto, quanto maior a intensidade do estímulo, maior a frequência do potencial de ação até um valor máximo de frequência ser atingido [36].

Assim, o potencial de ação segue a regra do "tudo ou nada": ou ocorre completamente, ou simplesmente não ocorre caso o estímulo seja inferior ao limiar de excitação (potencial pós sináptico) [28].

2.2.3 Eletroencefalograma

Deteção das correntes elétricas no escalpe

Os potenciais sinápticos produzidos no corpo celular e dendrites do córtex cerebral criam correntes elétricas que podem ser detetadas por eléctrodos colocados no escalpe. A deteção de tal atividade elétrica no escalpe apenas é possível graças à ativação de uma quantidade considerável de neurónios, responsáveis por produzir fluxos de corrente elétrica. Eletroencefalograma é o nome que se dá ao registo destas correntes [28].

Uma análise detalhada à informação obtida pela técnica de Eletroencefalografia permite diagnosticar certas patologias, nomeadamente quando se deteta valores no sinal de EEG que se afastam dos padrões que definem o normal funcionamento [28]. A análise do EEG é utilizada tanto para o estudo das funções da atividade cerebral normal, como é o caso das alterações que ocorrem durante a fase do sono e estados de emoção, como para diagnosticar certas doenças, como é o caso da epilepsia, tumores e doenças degenerativas [36].

Como já foi referido, neste exame complementar de diagnóstico, são utilizados elétrodos metálicos e meios condutores para detetar a variação da atividade elétrica gerada pelas estruturas do cérebro [37].

Sistema internacional 10/20

O Sistema 10/20 é um método reconhecido internacionalmente para descrever a localização dos elétrodos no escalpe. Este método baseia-se na relação entre a localização do elétrodo e a área do córtex cerebral correspondente e utiliza 21 pontos no total (ver figura 2.4), cuja nomenclatura é designada de acordo com a região em que estão localizados: frontal (F), frontopolar (Fp), central (C), temporal (T), posterior (P) e occipital (O). De salientar que a letra "z"(zero) representa os elétrodos colocados na linha central. Os números pares (2,4,6,8) referem-se aos elétrodos colocados no hemisfério direito, e os números ímpares (1,3,5,7) referem-se aos elétrodos posicionados no hemisfério esquerdo [38].

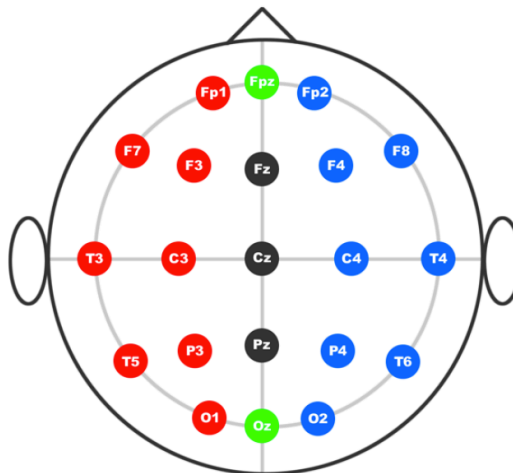


Figura 2.4: Sistema 10/20 para o posicionamento de elétrodos (*adaptado de [38]*).

Ondas típicas de um sinal de EEG

As unidades mais utilizadas na visualização de um sinal de EEG são microvolts por segundo ($\mu\text{V/s}$). Pode-se encontrar quatro tipos de padrões no sinal de EEG (ver figura 2.5):

- **Ondas delta:** representam as ondas cerebrais com maior amplitude e menor frequência (que pode variar entre 1 e 5 ciclos por segundo). São comuns durante o sono e em crianças acordadas, sendo que a sua presença em adultos acordados é um indício de dano cerebral [28]
- **Ondas teta:** são emitidas dos lobos temporal e occipital, apresentando uma gama de frequências compreendida entre 5 e 8 ciclos por segundo. Este tipo de ondas é comum em recém-nascidos e em adultos durante o sono. Os ritmos teta aumentam em adultos acordados

durante a execução de tarefas que requerem atenção e memória, durante a privação de sono e durante cargas de stress emocional [28];

- **Ondas alfa:** são melhor detetadas nas regiões parietal e occipital quando o paciente está relaxado e acordado, mas com os olhos fechados. Estas ondas são oscilações rítmicas com uma frequência compreendida normalmente entre 10 e 12 ciclos por segundo [28];
- **Ondas beta:** apresentam uma maior intensidade quando medidas no lobo frontal. Estas ondas são produzidas por estímulos visuais e atividades mentais. Devido ao facto destas ondas responderem a estímulos, sobrepondo-se à atividade contínua basal, constituem a chamada atividade evocada. As ondas beta podem possuir frequências na gama 13-25 ciclos por segundo [28];

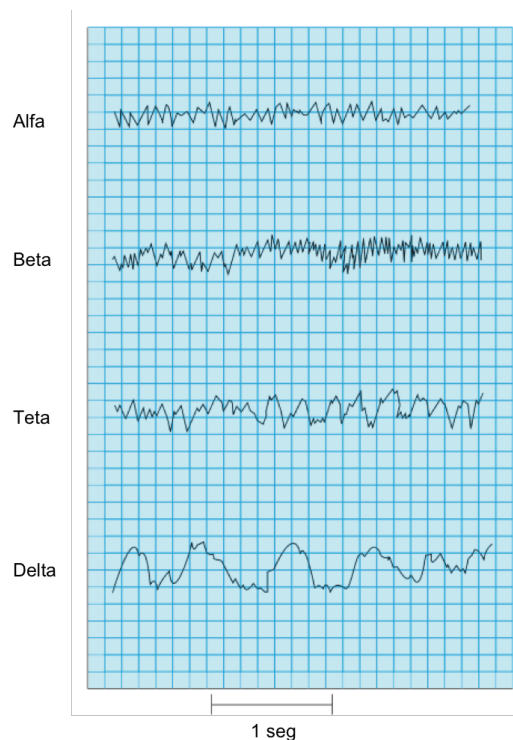


Figura 2.5: Representação dos diferentes tipos de ondas presentes no EEG (adaptado de [28]).

2.3 Sinal de fotopletismografia (PPG)

O interesse em usar o sinal produzido pela atividade fisiológica do coração em *biofeedback* prende-se sobretudo por duas razões: a primeira e essencial é a capacidade de alterar o ritmo cardíaco conscientemente [11], a segunda é a informação emocional e de saúde que o esse ritmo pode conter [8].

2.3.1 Fisiologia

O coração humano

O coração situa-se no mediastino, na porção central da cavidade torácica, e é constituído por quatro cavidades: dois ventrículos e duas aurículas [39]. As fases de contração e relaxamento do músculo cardíaco são processos ativos [40], e a sua atividade elétrica e contrátil é controlada pelo SNA para responder às necessidades metabólicas do organismo. A despolarização e repolarização elétrica nas membranas das células do coração induzem a contração e o relaxamento do músculo cardíaco, permitindo o bombeamento de sangue para a circulação sanguínea [41].

Pela literatura [42], identificam-se várias semelhanças entre as células nervosas e as células do músculo cardíaco: ambas possuem canais para iões seletivos responsáveis pela iniciação e propagação de potenciais de ação, e as concentrações dos iões principais são semelhantes. No entanto, a duração do potencial de ação no caso das células das fibras cardíacas é longa (entre 200 a 300 ms) quando comparada com a duração do potencial de ação nos neurónios (entre 2 a 3 ms). Esta longa duração permite que as fibras cardíacas sincronizem a sua contração [41].

A circulação periférica refere-se ao transporte, distribuição e troca de sangue nos tecidos. Inclui a circulação sistémica, que consiste na distribuição do sangue a todas as partes do corpo à exceção dos pulmões, e a circulação pulmonar, que, como o próprio nome indica, se refere ao à parte da circulação sanguínea na qual o sangue é bombeado para os pulmões e nas trocas gasosas aí efetuadas [43].

Embora o ritmo cardíaco seja regulado pelo SNAS e pelo SNAP, alterações voluntárias na respiração, pelo SNS, fazem com que sejam ativados mecanismos no SNA que, por sua vez, também alteram o ritmo cardíaco.

2.3.2 Fotopletismograma (BVP)

A interação da luz com o tecido biológico é um tema complexo e inclui vários processos óticos, como dispersão, absorção, reflexão e transmissão [44]. Para a medição da pressão sanguínea periférica recorre-se normalmente a técnicas não invasivas e de fácil implementação, como é o caso do método fotoplestimográfico [45].

A fotopletismografia (PPG) pode ser utilizada para medir o volume de sangue com a ajuda de um sensor foto-célula [45] e resulta no sinal de *Blood Volume Pulse*, BVP. Vários fatores podem afetar a quantidade de luz recebida pelo fotodetector: o volume de sangue, a movimentação das paredes dos vasos sanguíneos e a orientação dos glóbulos vermelhos [44].

O sensor foto-célula apresenta dois componentes: consiste na combinação de um díodo emissor de luz infravermelha (IR-LED) que funciona como transmissor, e um foto-díodo ou fototransístor que funciona como recetor. Sendo assim, o transmissor é responsável por transmitir a luz infravermelha, enquanto o recetor converte em corrente elétrica a energia da luz refletida do tecido exposto. Este método baseia-se na reflexão da luz infravermelha nas células vermelhas do sangue que, dependendo do posicionamento do LED e do recetor, pode ser medida [45].

Vários estudos [46] apontam vantagens da utilização da técnica de fotopletismografia localmente na orelha, afirmando que esta extremidade pode ser vista como a "chave" para perceber o coração. Para além disso, aparelhos colocados na orelha não constituem uma restrição ao quotidiano do ser humano.

No entanto, outros estudos [47] defendem que a técnica é limitada no que se refere à avaliação das alterações que ocorrem ao nível cardiovascular. As limitações devem-se sobretudo aos artefactos de movimento do paciente e também ao ruído proveniente da componente de baixa frequência associada à respiração. Ainda como desvantagem desta técnica, verifica-se a variabilidade de indivíduo para indivíduo, mas também de aquisição para aquisição, das ondas correspondentes ao sinal PPG medido na mão, dedos do pé e orelha [48].

Onda típica do sinal BVP

Os picos das ondas no sinal refletem a atividade do ciclo cardíaco onde o coração bombeou sangue até atingir a extremidade em causa (ver figura 2.6). Por exemplo, se o paciente se encontra assustado durante a aquisição, o coração bate mais rápido, e essa alteração vai ser detetada no sinal que se regista a partir da extremidade do corpo [45].



Figura 2.6: Sinal PPG e eletrocardiograma (EEG) correspondente (*adaptado de [44]*).

A amplitude do sinal varia consoante a luz ambiente e as características fisiológicas do indivíduo. O ritmo cardíaco e a variância cardíaca são os indicadores que podem ser retirados indiretamente de um sinal de BVP.

O ritmo cardíaco adapta-se conforme as necessidades do corpo, mas também responde ao estado de stress, emocional, mental. Sabemos que um ritmo calmo se relaciona com bem estar físico, equilíbrio mental e emocional já a taquicardia pode relacionar-se com um constante estado de nervosismo.

2.4 Arte e Estética

Uma dimensão deste projeto é proporcionar uma experiência agradável e por isso foi necessário fazer alguma pesquisa sobre criação de arte automatizada com finalidade estética. O foco será

apenas em dois dos cinco sentidos que o ser humano utiliza para perceber o ambiente: a visão e a audição. Por esse motivo, apenas nos vamos debruçar sobre padrões de imagem e Música.

Mendez no seu trabalho sobre demência e arte defendeu que a Arte é "uma expressão da função neurológica e como esta organiza e interpreta a percepção"(tradução livre de [49]). O que é reconhecido como belo geralmente provém da identificação com experiências do indivíduo mas também com a organização neural interna desse indivíduo [50]. A arte torna-se assim no alvo ideal para a execução de *biofeedback*, visto ser intuitivamente reconhecida pelo cérebro.

Apesar de tudo temos sempre de tomar em consideração que uma automatização será sempre limitada em comparação com a expressão livre e por esse motivo levanta-se a questão de do grau de correlação o *output* artístico e a atividade cerebral detetada.

2.4.1 Música

Para contextualizar teoricamente a música, tornou-se importante explorar alguns conceitos básicos de teoria musical. De um ponto de vista científico, a música corresponde a uma sequência de estímulos, onde existe uma estruturação de unidades sonoras, quer ao nível do tempo (ritmo), da harmonia (melodia) e do timbre [51].

O que nos habituámos a chamar de "notas" são na verdade tons escolhidos arbitrariamente dentro de uma gama de frequências. Tons são sons com determinada frequência standardizada. A um tom com maior altura, corresponde uma maior frequência, por isso é correto afirmar que as notas mais altas correspondem tons mais agudos e as notas mais baixas correspondem tons mais graves.

Uma oitava é o intervalo de tons entre uma nota musical e outra com a metade ou o dobro de sua frequência. Uma nota musical com o dobro ou metade da frequência de outra, terá o mesmo nome [52]. As escalas são conjuntos de notas musicais (de uma ou mais oitavas) usadas na maioria das vezes como paleta musical [52].

A notação musical ocidental foi altamente influenciada pela invenção do teclado no séc XIV. A partir desse momento, a escrita musical foi, lentamente e sem grandes alterações, sendo generalizadamente aceite como um *standard* [53]. Ainda se utiliza atualmente a notação das 5 linhas mas também a notação americana que atribui as letras de A a G aos 7 tons de cada oitava, presente no piano como se pode ver na fig. 2.7



Figura 2.7: Teclado de um piano com respetiva notação americana [52]

A sensação de que algumas notas musicais dissonam de outras é um acontecimento normal e intuitivo mesmo para pessoas sem treino ou conhecimento musical [54]. Essa pode ser uma explicação para existirem determinadas escalas muito populares, mesmo em culturas diferentes, com a característica de não oferecerem qualquer dissonância quando utilizadas para construir uma música, porém permanece por desvendar as razões para, de um tão numeroso conjunto de

combinações de tons [55], composições da cultura ocidental clássica, folclore, música popular assim como muitas outras culturas apenas usem entre 5 a 7 notas - escala pentatônica [56].

Em [57], Kamraan provou que as escalas pentatônicas prediletas da humanidade são as que possuem maior similaridade espectral a uma série harmoniosa, e propõe ainda que estes resultados se baseiam na preferência biológica pelos sinais espectrais característicos das vocalizações.

A música tem também o poder de induzir estados mentais e emotivo [58]. Vários estudos da psicologia mostram que os ouvintes são bastante consistentes em associar emoções básicas ou primárias tais como alegria, tristeza, medo e raiva a composições musicais [59]. Esses estados podem ser detectados na actividade cerebral, através da análise do EEG da zona frontal e com base em questionários efetuados posteriormente. Em estudos baseados neste método foram distinguidos vários estados de espírito induzidos pela música: contentamento, alegria, medo e tristeza [60]; contentamento, tristeza e prazer [61]; tristeza, frustração, medo, prazer e alegria [3]. Tendo tanta influência no estado psicológico do ouvinte, a música torna-se numa excelente ferramenta terapêutica.

2.4.2 Imagem

A estética no campo visual refere-se à apreciação de beleza de uma imagem, mas por se tratar de uma escolha subjetiva, não há unanimidade quanto as regras que levam à classificação do que é belo [62]. Ao contrário da música, não parece ter havido uma preferência sistemática, ao longo da história, uma paleta limitada de cores e formas nas imagens. No entanto existem leis pelas quais um sistema visual se deve reger, como propôs o neuro-biólogo Semir Zeki em 1994.

A primeira lei diz que a imagem do mundo real não é impressa na retina, mas sim agregada no córtex visual. A segunda diz respeito à função especializada do córtex visual, isto significa que diferentes atributos da imagem são processados em diferentes zonas do córtex, antes de serem unificadas numa única imagem coerente. A terceira lei refere-se à importância e primazia dos atributos processados em separadas partes do córtex visual. Estes são a cor, forma, movimento e possivelmente a profundidade. Cada um destes atributos pode ser comprometido por lesões em zonas específicas do cérebro. Zeki especula ainda que quando artistas exploram a arte cinética, estão a explorar, instintivamente e com técnicas próprias, a organização do sistema cerebral visual [63].

Ramachandran e William propuseram ainda "as oito leis da experiência artística"[64] para organização de conceitos e compreensão dos aspetos da arte visual, neste caso, do que o cérebro parece preferir:

1. Princípio de mudança de "pico", não só alterações na dimensão e forma, como também de dimensões mais abstratas como feminina/masculina, postura, cor, etc.
2. Um objeto isolado ajuda o organismo a focar a atenção de um módulo único apreciando assim as alterações de "pico" presentes nele.

3. Agrupar objetos para delinear uma figura é agradável para o observador já que lhe permite descobrir objetos em ambientes visualmente ruidosos. O sistema límbico é ativado mesmo antes da figura ter sido totalmente identificada.
4. O forte contraste e a sua perceção reforça também a atenção, já que estas regiões são normalmente ricas em informação. A camuflagem baseia-se, em parte, neste princípio.
5. A "resolução de problemas" pela perceção, como uma imagem cujo significado está implícito em vez de explícito, é paradoxalmente mais cativante do que uma imagem em que a mensagem é óbvia.
6. O cérebro rejeita "coincidências suspeitas" numa imagem, preferindo qualquer uma das outras vistas possíveis. Na fig. 2.8 pode ver-se que o cérebro rejeita a "coincidência" dos dois vértices do cubo em perspetiva, preferindo ver um hexágono achatado.
7. O uso de metáforas visuais é, talvez, o princípio mais enigmático. O seu sucesso pode residir na importância em encontrar semelhanças em objetos dissimilares para o sistema de reconhecimento visual. Faz sentido que sempre que uma conexão dessa natureza é feita, um sinal seja enviado para o sistema límbico.
8. A simetria é também uma característica cativante que pode ter surgido da necessidade em detetar uma presa, predador ou um potencial parceiro.

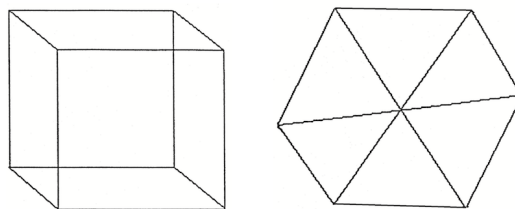


Figura 2.8: O hexágono com diferentes raios (à direita) pode ser visto como uma diferente perspetiva do cubo (à esquerda) mas dificilmente é reconhecido como tal. A interpretação "genérica" é a que o cérebro prefere. *Traduzido e adaptado livremente de [64]*

Quanto à ativação cerebral que imagens artísticas em 2D sabe-se que a região parietal direita é crítica para os pré-requisitos visuais e espaciais, e o lobo temporal direito integra e interpreta estas perceções.[49] No entanto, quando a imagem provoca uma resposta emocional, há uma mudança de atividade noutras zonas do córtex cerebral, como uma assimetria das ondas alfa na zona frontal. [65]

3 | Estado-da-Arte

3.1 Plataformas de Desenvolvimento de Aplicações

Motores de jogo, ou *game engines*, são o conjunto de ferramentas disponibilizadas a designers para programar, planejar e executar os seus jogos. Estas ferramentas são cruciais nesta dissertação dado que *biofeedback* se enquadra numa dinâmica muito parecida à dinâmica de jogo, em que o utilizador recebe um sinal recompensador por manter determinada característica derivada dos sinais fisiológicos. Existem várias hipóteses populares de *game engines* e com grandes comunidades em aprendizagem. Apresentamos os 4 programas seguintes como conceituadas hipóteses nesta área, com os seus prós e contras:

Unity3D®

O Unity3D® é uma opção viável sobretudo para estudantes e iniciantes na construção de aplicações ou jogos porque é grátis. A versão *premium* oferece ferramentas avançadas mas não de todo essenciais já que um utilizador iniciante não saberia usufruir delas. Além disso a licença só necessita de ser adquirida e paga uma vez, independentemente do lucro que se fizer com a aplicação criada.

Quanto às vantagens ele possui os melhores termos de licenciamento da indústria de jogos; é fácil de aprender, é compatível com várias linguagens de programação e plataformas e tem uma grande comunidade especializada na inter-ajuda.

Quanto às desvantagens: existem poucas ferramentas para todas variadíssimas necessidades, é inevitável ter de criá-las ao longo do projeto; é consumidora de tempo para jogos com efeitos complexos.

Unreal®

O programa Unreal® é um dos mais famosos e populares programas de criação de jogos. As vantagens deste programa são: a extensa comunidade; as horas de tutoriais e *assets* disponíveis *on-line*; algumas ferramentas muito acessíveis; compatibilidade com diversos sistemas operativos incluindo iOS, Android, Linux, Mac, Windows, e a maior parte das consolas de jogos; e os preços muito competitivos.

Quanto às desvantagens: a curva de aprendizagem é muito lenta devido às ferramentas mais complexas.

Cry Engine[®]

O programa Cry Engine[®] lidera no que diz respeito a visuais apelativos. As vantagens deste programa são definitivamente a criação de bonitos ambientes com a ferramenta *Flowgraph*; possui uma das mais poderosas ferramentas áudio: *Fmod* e é fácil criar interfaces.

Quanto às desvantagens: versão gratuita quase não oferece apoio ao utilizador; a comunidade não é tão extensa e experiente por ser uma plataforma nova e a dificuldade em aprender rapidamente a utilizar o programa.

3.2 Sensores Portáteis

Hoje em dia existem aparelhos disponíveis no mercado, a um preço acessível, que fazem transmissão do sinal EEG, em tempo real e sem fios, dos canais mais ativos como o Emotiv EPOC[®] que contém 14 sensores [66], o Neuroroom[®] o Neurosky[®] ou o Muse[®] [67].

Destes apenas o Neuroroom[®] possui outros sinais biológicos para além do sinal de EEG, como a medição de temperatura e o ritmo cardíaco.

3.3 Arte e biofeedback

Usufruir da atual partilha de informação que decorre na comunidade científica de modo a modernizar, usar conceitos já descobertos, e verificar conclusões é crucial no desenvolvimento de qualquer projeto. Em utilização e disponíveis para uso público, encontram-se algumas aplicações, muitas vezes lançadas pela própria empresa do dispositivo.

Feedback Passivo

Das aplicações e jogos que fazem o casamento entre arte e *biofeedback*, há as que utilizam *feedback* passivo. Neste género não há intenção de treinar ondas cerebrais ou comportamentos fisiológicos, mas sim, melhorar a experiência de outra atividade.

Um dos exemplos mais utilizados é o *Spotify Running*[®], uma ferramenta para *smartphones* disponibilizada pelo *Spotify*[®]. O sistema deteta os passos por minuto da pessoa, e encontra uma música que tenha o mesmo ritmo para acompanhar o exercício. A experiência de corrida é amplificada e melhorada com este *biofeedback* [68].

Ainda com música e *neurofeedback* passivo, há o exemplo do caso estudado em [69], em que a música de um jogo adapta-se ao jogador dependendo da sua classificação emotiva. O algoritmo escolhe uma música de modo a criar ambiente e imersão que estejam em harmonia com o utilizador. Aqui também não existe intenção de treinar nenhum sinal.

O mesmo acontece em adaptação musical do jogo *World of Warcraft* ao estado psicológico do jogador [70]. O objetivo é melhorar a experiência do jogador ao alterar o personagem do jogo consoante o estado de alerta relaxado. Esse estado é inferido através da densidade de poder espectral das ondas alfa na região parietal.

Feedback Ativo

Quanto ao *bio* e *neurofeedback* ativo, é esperado que o utilizador treine conscientemente certos sinais fisiológicos ou neurológicos de forma a melhorar a sua qualidade de vida.

Em [71], desenvolveu-se uma aplicação que explora a indução de relaxamento através da transformação de dados cerebrais em música, tentando interligar ondas cerebrais a eventos sonoros gerados por computador. Uma conclusão deste estudo foi a percepção da habilidade do sistema auditivo em lidar e compreender representações altamente complexas de dados sonoros.

Um outro exemplo da utilização de *neurofeedback* para gerar arte é o *Brainwave Drawing Game* [72], Jogo de Desenho por Ondas Cerebrais. Trata-se de um sistema, desenvolvido em 1989, que ao examinar a sincronização das ondas cerebrais entre 2 pessoas procede ao desenho de padrões com a cor da respetiva onda sincronizada. A intenção seria aumentar a sincronização cerebral entre duas pessoas sem usar comunicação verbal, apenas arte.

4 | Materiais e Métodos

4.1 Ambiente de desenvolvimento

O Unity3D[®] foi o programa escolhido para desenvolver *biofeedback* em tempo real. A escolha não foi difícil pois este programa fornece as ferramentas necessárias. A edição de componentes pode ser via *script* no MonoDevelop[®] - o editor de C#, ou via inspetor do Unity3D[®] (ver fig.4.1); bibliotecas de *Input/Output*, recepção e transferência de dados (IO) e matemática; exportação multi-plataforma; criação e edição de componentes gráficos e de áudio; criação de componentes de *User Interface*, Interface de usuário (UI) e linguagem de desenvolvimento C# rápida e intuitiva que facilita os resultados de *biofeedback* em tempo real.

Ter-se optado por construir e desenvolver toda a aplicação recorrendo apenas ao Unity3D[®] oferece três principais vantagens: torna-se mais fácil para quem queira alterar, melhorar e acrescentar funções; facilita a distribuição do projeto à grande comunidade do Unity3D[®] em regime de *open source*, código de fonte aberta (open source) porque não interfere com licenças de uso; e para o projeto em si, a curto prazo, diminui os gastos em tempo do processamento conferindo resultados em tempo real.

Foi utilizada a versão Unity3D[®] 4.7 pela compatibilidade com o computador, e o SDK do BrainBIT[®] disponível na secção de *Application Programming Interface*, Interface de programação de aplicações (API) BITalino[®] do *website* da Plux[®]. O ambiente de trabalho está dividido em cinco secções: a "Vista de Jogo", "Vista de Cena", "Hierarquia", "Projeto" e "Inspetor" como se pode ver na fig. 4.1.

- **Vista de Cena**, onde se manipulam os objetos criados, como as linhas, de vários ângulos podendo-se alterar manualmente a sua posição no espaço tridimensional (3D). Esta secção permite dispor e organizar os objetos mas também alterar o seu tamanho. Um dos objetos mais importantes é a câmara porque é ela que vai transmitir toda a parte gráfica e áudio na vista de jogo.
- **Vista de Jogo**, onde, em execução, aparece o que o utilizador verá ao interagir com a aplicação, com as respetivas imagens, menus e som. Esta imagem é captada por uma câmara criada na cena. Por outras palavras, esta é a tela onde se pode simular o jogo¹ que está a ser criado.

¹O Unity3D[®] é maioritariamente usado para a criação de jogos, no entanto a aplicação a ser desenvolvida neste projeto não se encaixa nos padrões de um jogo comum

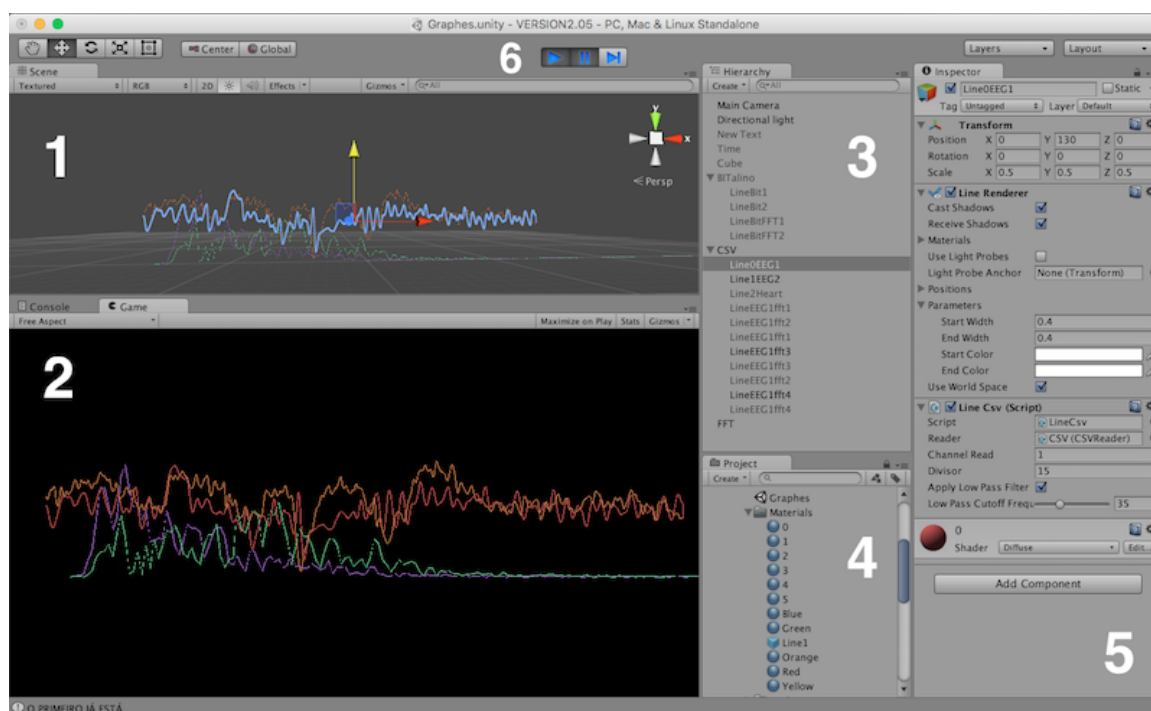


Figura 4.1: Interface provisória usada para observar e aplicar transformações sobre os sinais obtidos do *BrainBIT*. O programa dispõe de 5 secções: 1 - "Vista de Cena", 2 - "Vista de Jogo", 3 - "Hierarquia", 4 - "Projeto" e 5 - "Inspetor". Para simular a aplicação e correr todo o código programado existem os 6 - "botões de jogo"

- **Hierarquia**, onde se acede e criam os objetos constituintes da cena do jogo que está a ser editada. Estes podem ser objetos vazios criados apenas para organizar a secção, como é o caso do objeto "BITalino" ou podem ser objetos 2D, 3D ou de UI. Um projeto pode ter várias cenas e o utilizador pode transitar entre elas.
- **Projeto**, onde se acede e organiza todos os ficheiros do projeto, incluindo as cenas, *scripts*, figuras, outras cenas já criadas, ficheiros específicos da produção gráfica como o ficheiro do tipo *.mat* (material) que permite dar cor e textura a um objeto, entre outros.
- **Inspetor**, disponibiliza as características de um objeto, ao ser selecionado na hierarquia. Nele podem-se consultar os *scripts* associados, as variáveis públicas, a posição na cena, o material, entre outras. É no inspetor que também é possível programar algumas interações mais simples.

4.2 Aquisição

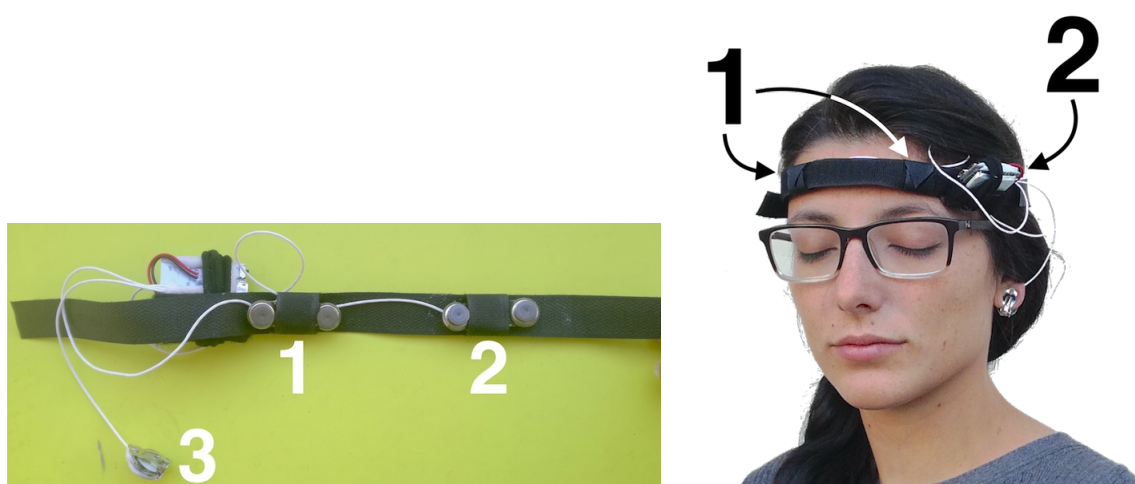
Foi usado o BrainBIT[®] para se proceder à recolha de sinal EEG, BVP e Acelerometria (ACC). A portabilidade do aparelho que funciona a bateria, a transmissão de dados por *bluetooth*[®] e a simplicidade dos dois elétrodos frontais são características requisitadas por este projeto. Este aparelho foi escolhido também por ter sido anteriormente desenvolvido numa colaboração entre o IBEB e a Plux[®].

Pretendeu-se dar continuidade ao projeto do BrainBIT[®] ao criar aplicações compatíveis. Este dispositivo é composto por dois elétrodos que se colocam sobre a testa do utilizador e um sensor que deteta o sinal BVP no lóbulo da orelha esquerda. Estes sinais são transmitidos em tempo real através da tecnologia *Bluetooth*[®] para o computador.

Foi desenvolvida em, Unity3D[®], uma *cena* provisória, com recurso ao SDK disponibilizado pela Plux[®] (ver fig.4.1), que permite observar o sinal a ser adquirido em tempo real; Este pacote de open source não só lida com a comunicação entre o módulo de *Bluetooth* e o Unity3D[®] como também toma em consideração a função de transferência de cada sensor (ver anexo1) convertendo assim a amostragem adimensional em valores com significado físico e devidamente dimensionados.

4.2.1 EEG

O dispositivo BrainBIT[®], possui dois elétrodos bipolares (ver *datasheet*, ou folha de dador no anexo 1) como se pode ver na fig. 4.2a. A taxa de aquisição dos elétrodos é de 1000 Hz. As unidades do sinal de EEG encontram-se nos microvolts μV . Serem bipolares significa que, para cada canal, é amplificada a diferença entre os sensores do elétrodo, eliminando o ruído detetado à superfície. Estes elétrodos não necessitam preparação da pele com gel, porque existe maior controlo da impedância dos elétrodos. Como dispensa touca, a sua disposição é arbitrária. Os dois elétrodos foram colocados de forma a se localizarem nas posições Fp1 e Fp2, correspondentes à parte frontal, como se pode ver na fig. 4.2b. O dispositivo foi montado com velcro para aumentar a liberdade de disposição dos elétrodos e para se adaptar ao escalpe de qualquer utilizador.



(a) Dispositivo BrainBIT[®] e localização dos elétrodos móveis 1-elétrodo esquerdo correspondente a Fp1 e 2-elétrodo direito correspondente a Fp2.

(b) 1-Velcros dos elétrodos móveis e 2-módulo de transmissão de dados, bateria, entrada de carregamento e botão de ligar e desligar 3- sensor de BVP.

Figura 4.2: Dispositivo usado e localização dos sensores

4.2.2 BVP

O sensor de BVP (ver fig. 4.3 e *datasheet* no anexo 1) foi adaptado para adquirir sinal no lóbulo auricular, no projeto de desenvolvimento do BrainBIT[®]. A taxa de aquisição do eletrodo é também de 1000 Hz. Como a partir do sinal de fotopletismografia pode ser retirada informação sobre a frequência cardíaca, este torna-se num ótimo sensor para o *biofeedback*.

4.2.3 ACC

O dispositivo BrainBIT[®] tem também um sensor de ACC (ver *datasheet* no anexo 1) que deteta a aceleração de movimentos biomecânicos. O sinal é transmitido individualmente por cada eixo, neste caso o x e o y e é traduzido em valores numéricos com uma taxa de aquisição de 1000 Hz. Não foi usado o sinal no eixo z pela devido ao êxito em detetar movimento apenas com os dois sinais anteriores.

O processamento deste sinal permite que sejam identificados os momentos em que o sinal de EEG sofra artefatos de movimento. Ao descartar estes intervalos é possível obter uma média mais confiável das ondas em cada sessão.

4.3 Processamento

No geral, um sistema de *biofeedback* consiste em duas etapas essenciais. A primeira sendo a escolha das características dos sinais e a segunda, a escolha dos parâmetros de modulação do *feedback* em si. Para retirar as características escolhidas do sinal é indispensável processar o sinal de forma automatizada. Para isso, programas como BCI 2000 ou EEGLAB são amplamente usados [66]. No entanto a nossa escolha foi realizar o processamento em C# recorrendo aos *scripts* do Unity3D[®], para evitar gastos temporais. Leituras obtidas do programa OpenSignals[®] serviram como termo de comparação com as lidas pelo Unity3D[®] através da API² que liga o BITalino[®] ao Unity3D[®].

4.3.1 Filtro espacial de EEG e BVP

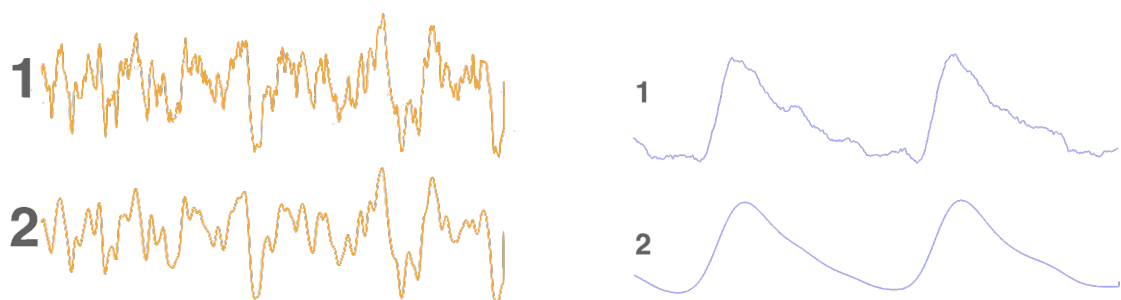
Os dados são tratados em tempo real usando uma biblioteca de processamento de sinais C# que foi desenvolvida neste trabalho para o efeito, coerente a uma extração dinâmica de eventos e outras características relevantes de cada canal (por exemplo, batimento cardíaco no caso do sinal de BVP e espectros de banda, no sinal de EEG). Primeiramente os dados passam por um filtro *Butterworth* adaptado de [73].

- **Filtro Passa-banda** para sinais de EEG: filtro com frequências de corte específicas do sinal para atenuação das frequências maiores do que 30Hz (gama) e menores que 5Hz (delta), ver fig. 4.3a. Este filtro permite reduzir o ruído e retirar a densidade de poder espectral das bandas desejadas.

²Desenvolvida por Adrien Verhulst e Paulin Doux das universidades: *University of Angers* e *Tokyo University of Science*, respectivamente.

- **Filtro Passa-baixo** para o sinal de BVP: filtro com frequência de corte específicas do sinal para atenuação das frequências maiores do que 3.5Hz (210 BPM). Este filtro permite "suavizar" o sinal de modo a reduzir apenas aos picos de batimento cardíaco, como se pode ver na fig. 4.3b .

Embora estejam pré-definidos, o utilizador avançado pode ajustá-los caso apenas pretenda detetar uma banda de frequência, por exemplo, se estiver a fazer treino das ondas beta mais baixas, pode ajustar o filtro passa-banda para o intervalo entre 13 e 20 Hz.



(a) Esquema do mesmo sinal de EEG obtido com o BrainBIT®, em 1 o sinal não se encontra filtrado e em 2, foi processado com um filtro passa-baixo com frequência de corte de 35Hz.

(b) Esquema do mesmo sinal de BVP obtido com o BrainBIT®, em 1 o sinal não se encontra filtrado e em 2, foi processado com um filtro passa-baixo com frequência de corte de 3.5Hz.

Figura 4.3: Exemplos de filtragem do sinal

4.3.2 Detecção de movimento

O programa modela o *feedback* continuamente, no entanto, achou-se relevante utilizar o sinal no eixo horizontal e vertical do acelerómetro para duas finalidades:

Primeiro para informar o utilizador que está a mover a cabeça o suficiente para interferir com o sinal e modificar os resultados. Segundo, essa informação é registada nos dados armazenados, e quando o programa analisa todas as sessões para exibir o progresso ao longo das sessões, ele ignora os dados adquiridos em que o *threshold*, limite aceitável de movimento, foi ultrapassado. O algoritmo desenvolvido é simples, mas muito eficaz:

- Faz a média das 5 últimas aquisições para os dois canais de ACC.
- Compara com a última aquisição, e se este for maior ou menor numa quantidade pré-definida, o programa deteta movimento e guarda numa variável.
- O programa só volta a limpar a variável, quando num 1/5 de segundo o utilizador não se tiver mexido.

4.3.3 Detecção do ritmo cardíaco

Para determinar a distância entre os picos assim que estes são detetados foi necessário para monitorizar o ritmo cardíaco em BPM. O algoritmo desenvolvido é simples, mas muito eficaz:

- O programa continuamente subtrai o valor da última amostra pela anterior. Esta derivada simples também possui amplitude, sendo que quando é "mais positiva" há uma maior variação crescente do sinal, e representa a chegada de um pico (ver fig. 4.4)
- Para evitar detecção de picos menores, o valor de derivada máxima é guardado, e um pico apenas é detetado se for maior que 80% deste valor, este é o *threshold*, ou limiar de detecção.
- Este valor decresce com o passar do tempo para que possa ser atualizado, isto permite que o algoritmo se adapte à variabilidade do sinal.
- No instante em que se deteta essa variação máxima é subtraído o valor temporal da detecção anterior para obter o intervalo T e subsequentemente os batimentos por minuto. $BPM = 60(s)/T(s)$
- Os BPM são guardados e é feita a média de 5 batimentos para que a transição do posterior ritmo da música seja suave.

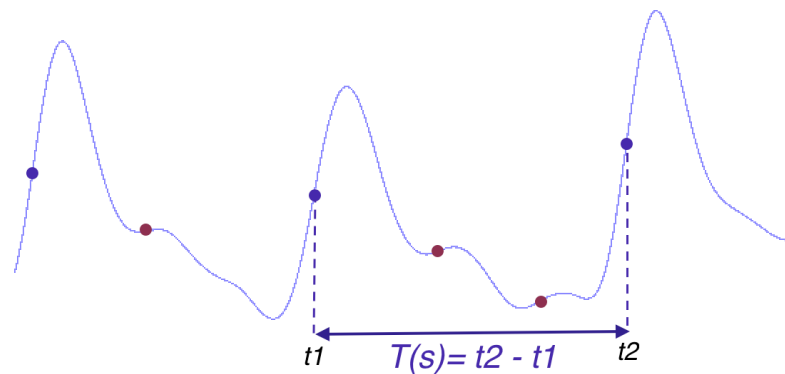


Figura 4.4: Esquema de sinal de BPM obtido com o BrainBIT®, onde os pontos azuis representam a detecção da maior variação, e os vermelhos representam os pontos descartados pelo *threshold*. Os valores de t_1 e t_2 representam o instante do último ponto detetado e do ponto atual, respectivamente

4.3.4 Detecção das ondas cerebrais

A maioria dos modelos baseados na análise de sinais de EEG requer uma análise no domínio do tempo, frequência ou ambas. Geralmente os métodos que utilizam recursos no domínio tempo-frequência fornecem mais informações [65]. Para decompor um sinal em frequência e extrair a densidade espectral, recorrendo à *Fast Fourier Transform*, Transformada Rápida de Fourier (FFT) do sinal, foi utilizado o algoritmo da biblioteca AForge [74]. Alguns passos tiveram de ser acrescentados segundo [75] adaptado por [76] e por mim, para este projeto em específico.

Foi criada uma janela deslizante de 2000 pts (equivalente a 2 segundos). A janela avança de acordo com a velocidade de processamento mas sempre com sobreposição em relação à janela anterior de mais de 90%. Isto permite reduzir os artefactos de janelamento [77] [78], e ter uma avaliação contínua. Quanto maior o intervalo de tempo escolhido, maior a resolução em

frequência e menor a resolução temporal. Neste caso, 2 segundos apresentaram-se como um bom compromisso.

Uma transformada de intervalo de tempo certo é denominada por *Short-Time-Fourier Transform*, Transformada de Fourier de curto termo (STFT) e é comum suavizar os limites da janela para reduzir os artefatos espectrais de uma janela quadrada [77], neste caso foi usada uma janela de Hanning. Pode ver-se o resultado da janela de Hanning no gráfico (3) da fig. 4.5.

As unidades dos dados da densidade de poder espectral apresentam-se em μV^2 e para normalizar e poder converter a uma escala de 0 a 10, estes valores foram sofrerem uma transformação logarítmica para serem usados como decibéis (dB), ver gráfico (2) da fig. 4.5. A escala de 0 a 10 é importante para que o utilizador saiba se está ou não a conseguir regular o sinal com eficácia e também permite fazer uma fácil tradução em níveis para a parte auditiva e visual.

Para testar este algoritmo foi gerada uma onda sinusoidal, recorrendo à equação 4.1, com frequência conhecida e igual a 5 Hz, como se pode ver no gráfico (1) da fig. 4.5.

$$f(x) = A * \sin(B * xt + C) \quad (4.1)$$

Onde A refere-se à amplitude, $2 * \pi / B$ ao período $B / 2\pi$ à frequência f e C à fase inicial. Escolheu-se $A = 5$, $C = 0$, $B = 10 * \pi$ para $f = 5$ Hz.

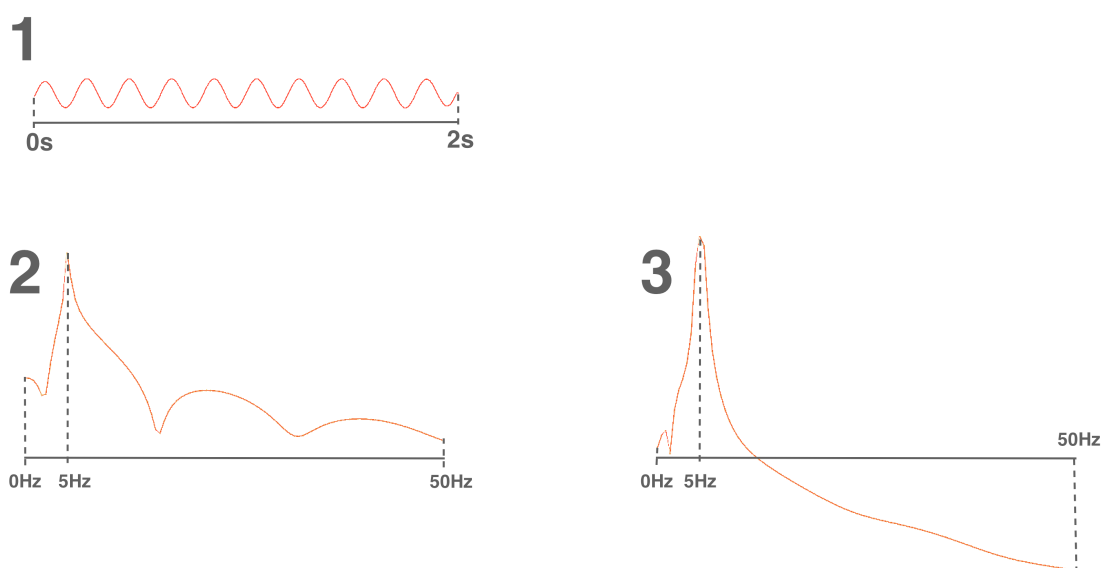


Figura 4.5: Esquema de sinais obtidos com o processamento. 1- Onda sinusoidal gerada de 5Hz. 2-Densidade de poder espectral do sinal (1) após aplicação do logaritmo 3- Densidade de poder espectral do sinal (1) após aplicação da janela de Hanning e do logaritmo (2)

4.3.5 Calibração

Devido à natureza dos sensores e as próprias características individuais do corpo do ser humano, é normal haver variabilidade de sinal de pessoa para pessoa e mesmo entre sessões. A calibração no início de cada sessão é fulcrar para equilibrar os parâmetros individualmente, e para estabelecer

metas realistas para cada sessão [20]. A calibração e classificação de 0 a 10 de cada sessão será sempre relativa à *baseline* da mesma. Neste projeto apenas se calibra o sinal de EEG porque os algoritmos para deteção de ritmo cardíaco e movimento já incluem um *threshold* adaptável.

Um dos métodos de calibração recorrentes em *neurofeedback* consiste registar durante um intervalo de tempo a atividade cerebral sem que o indivíduo execute nenhuma tarefa ou treino. Depois é calculada a densidade de poder espectral média para cada banda, o indicador (B). Com a densidade de poder espectral de cada banda em tempo real (b), calcula-se a percentagem de variação dos valores da *baseline* [16]:

$$(\%) = \frac{b - B}{B} * 100 \quad (4.2)$$

Consoante a percentagem de variação é possível atribuir uma pontuação de 0 a 10 em cada momento para o *neurofeedback*. Essa percentagem de variação pode ser ajustada no modo avançado de forma a alterar o nível de dificuldade desse mesmo *feedback* como se pode observar no gráfico da fig. 4.6. Se, por exemplo, for 50%, o utilizador terá de variar a quantidade de ondas alvo presentes no sinal, em 50% relativamente à *baseline*, para atingir o máximo (10) e o mínimo (0). Se mantiver o valor da *baseline* manterá o valor 5 da escala.

A calibração tem o tempo pré-definido de 1 minuto para o modo básico. No modo avançado há possibilidade de alterar este tempo.

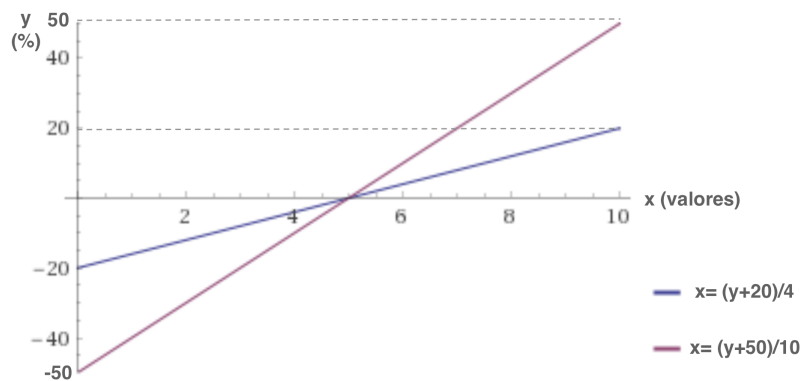


Figura 4.6: Dois exemplos de diferentes ponderações nos valores de pontuação, baseados na variação do sinal em relação à *baseline*. A azul pode ver-se que se a variação do indicador escolhido em relação à calibração for -20%, então a pontuação será 0, se for +20% o utilizador estará a atingir o máximo da escala, ou seja 10. A linha roxa é o equivalente para uma variação de 50%.

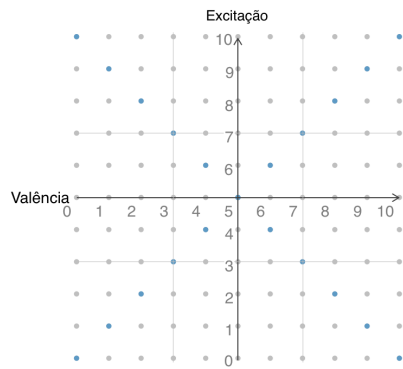
4.4 Impressão áudio

O objetivo deste trabalho é criar um ambiente de realidade virtual que possua conteúdos artísticos, neste caso, som e imagem, não só com fins terapêuticos mas também baseados nos próprios sinais biomédicos.

O *feedback* sonoro é muito utilizado por permitir realizar a experiência de olhos fechados, aumentando o relaxamento, e diminuindo os artefactos por deslocamento do olhar. Os protocolos focados em ondas alfa na parte frontal são geralmente com *feedback* auditivo [26].

Mais do que um simples *feedback* sonoro, foi idealizada uma produção musical baseada em três características encontradas nos sinais fisiológicos. A assimetria hemisférica das ondas alfa fornece informações sobre a valência do estado emocional do utilizador; a amplitude frontal das ondas beta informa sobre o grau de excitação dessa valência, e ainda, o ritmo cardíaco obtido a partir do sinal de BVP.

A valência e a excitação do sinal são classificadas de 0 a 10, a partir do sinal, em tempo real. A todo o momento o estado valência/excitação possível do utilizador é caracterizado pelas coordenadas do gráfico da fig. 4.7a. Este gráfico foi dividido depois em 9 níveis dependendo da valência e excitação do sinal, fig. 4.7b que serão explorados mais à frente.



(a) Gráfico com escala adaptada de [3] para a quantificação segundo valência/excitação de uma emoção

	Triste	Neutro	Alegre
Muito	3	6	9
Médio	2	5	8
Pouco	1	4	7

(b) Níveis, em grande, e categorias qualitativas de cada nível atribuídas ao conjunto de coordenadas expressas no gráfico 4.7a, de acordo com a sua valência e excitação

Figura 4.7: Gráficos criados com objetivo de auxiliar a produção de algoritmos.

4.4.1 Ritmo

Foi necessário escolher uma sequência de percussão que fosse longa o suficiente para não ser demasiado repetitiva, mas que marcasse fortemente o *tempo* e fosse o pilar desta criação musical. Foi escolhida uma sequência de 16 tempos, de apenas dois toques de bateria, um mais grave, outro mais agudo, adaptados do ritmo da música "*Sally's Song*", uma versão cantada por Fiona Apple [79]. Ajustando o intervalo de tempo entre os toques da bateria, esta sequência tem a particularidade de perfazer quatro batimentos cardíacos como se pode ver na fig. 4.8.

Para converter os BPM, obtidos segundo o método explicado na secção 4.3.3, no intervalo (Δt) entre cada som, é necessário dividir por 60 segundos, inverter para passar de frequência a período e dividir por 4, ou seja, pelo número de tempos entre cada batimento :

$$\Delta t = \frac{\left(\frac{BPM}{60}\right)^{-1}}{4}$$

Através do pedido ao utilizador que torne a música mais lenta ou mais acelerada, o utilizador terá de regular o seu ritmo cardíaco, o que cumpre o requisito proposto de *biofeedback*.

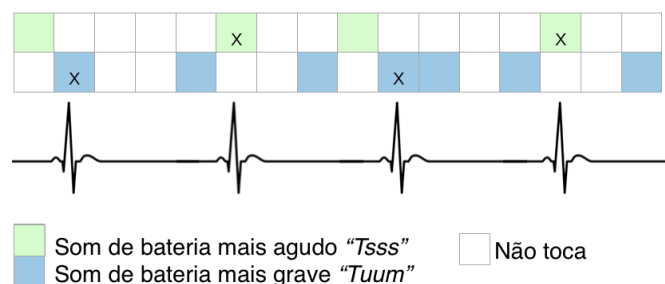


Figura 4.8: Sequência da percussão utilizada para o *feedback* auditivo, com esquema da sincronização com o ritmo cardíaco, o "x" assinala o som que toca em simultâneo com o batimento, e respetiva legenda

4.4.2 Instrumento e notas musicais

Para proceder à geração automática foi necessário recorrer a um alfabeto próprio que evitasse ao máximo a dissonância entre notas, para isso foram usadas 16 notas de uma escala pentatónica de Si menor como se pode ver na fig. 4.9 pela harmonia característica das escalas pentatónicas (ver secção 2.4.1) e pela composição musical automática [80]. O instrumento escolhido foi uma harpa, instrumento conhecido pelo relaxamento que induz [81][82].

Para todas as notas individuais da escala a utilizar posteriormente no Unity3D[®] foi necessário usar o programa de composição musical MuseScore 2[®], e instalar uma extensão para exportar as notas em formato de extensão ficheiro áudio (.mp3).



Figura 4.9: Notas usadas para a criação da música em tempo real, tirado do projeto criado no programa MuseScore 2[®]

As notas e a sua *altura* são o *feedback* que depende da valência do estado do utilizador. A ideia é simples, quanto mais positiva for a valência, mais agudas serão as notas ouvidas.

A nota mais grave corresponde a um Lá do diapasão, A₃ do piano, cuja frequência é de 440 Hz, inserido numa escala pentatónica constituída pelas notas {A₃, B₃, D₄, E₄, F#₄, A₄, B₄, D₅, E₅, F#₅, A₅, B₅, D₆, E₆, F#₆ e A₆}. Dividiram-se então as 16 notas musicais em 3 grupos: graves (A₃, B₃, D₄, E₄, F#₄); intermédias (A₄, B₄, D₅, E₅, F#₅) e agudas (A₅, B₅, D₆, E₆, F#₆ e A₆). No entanto é necessário que exista um grau de aleatoriedade para que a música não se torne cansativa e previsível.

Construiu-se um algoritmo aleatório ponderado para que, após receber os casos possíveis e a probabilidade de cada acontecimento, retorne uma das opções possíveis, neste caso, um dos 3 grupos de notas. O algoritmo é aleatório na medida em que utiliza a função *Random* da biblioteca Unity[®] para depois escolher uma das notas de cada grupo.

Para os níveis 1, 2 e 3 que são classificados com o estado "triste"(ver fig. 4.7b) há uma maior probabilidade de serem geradas notas graves; para 4, 5 e 6, "neutro", há uma maior probabilidade de serem geradas notas intermédias e para 7, 8 e 9, "alegre" há uma maior probabilidade de serem geradas notas agudas, tal como projetado. Com base no esquema da fig. 4.7b, dependendo do nível do utilizador, foi construída a tabela 4.1 com as ponderações de cada grupo de notas.

Tabela 4.1: Probabilidade(%) da altura das notas musicais geradas, em cada nível

Níveis	1, 2 ou 3	4, 5 ou 6	7, 8 ou 9
Agudas	5%	5%	85%
Intermédias	10%	90%	10%
Graves	85%	5%	5%
Total	100%	100%	100%

4.4.3 Pausas e simultaneidade

No *neurofeedback* criado, a excitação relaciona-se com a densidade musical, ou seja, número de notas tocadas em simultâneo e número de pausas.

No esquema da fig. 4.7b, pode observar-se que os níveis 1, 4 e 7 correspondem a um estado "pouco"excitado; 2, 5 e 8 a um estado "médio"e 3, 6 e 9 a um estado "muito"excitado.

Embora as notas musicais sejam geradas "tempo a tempo", a percussão repete-se a cada 16 tempos, e as pausas foram pensadas mesma forma. Em 16, são deixados em "branco"um determinado número de tempos, consoante o nível do utilizador, como indica a tabela 4.2.

Tabela 4.2: Número de pausas geradas por 16 tempos, em cada nível

Níveis	1, 4 ou 7	2, 5 ou 8	3, 6 ou 9
Pausas	10	5	2

O método para escolher número de notas simultâneas tocadas em cada tempo, também está relacionado com os níveis de excitação e utiliza o mesmo método probabilístico construído para escolher a altura das notas. A probabilidade do número de notas em simultâneo relativo a cada nível, encontra-se na tabela 4.3.

4.5 Impressão visual

O *feedback* visual é muito utilizado para eliciar emoções e manter o utilizador imerso e concentrado [83].

Foram projetados três cenários exclusivos para *feedback* visual e um cenário de acompanhamento ao *feedback* auditivo, não contando com a opção avançada de poder observar os sinais fisiológicos enquanto se executa a sessão.

Tabela 4.3: Probabilidade(%) do número de pausas geradas em cada tempo, por cada nível

Níveis	1, 4 ou 7	2, 5 ou 8	3, 6 ou 9
1 Nota	50%	25%	10%
2 Notas	50%	25%	20%
3 Notas	-	50%	30%
4 Notas	-	-	50%
Total	100%	100%	100%

Tentou-se respeitar as leis do sistema visual, e os princípios 1, 2, 3, 4 e 8 da experiência artística explorados na seção 2.2.2 desta dissertação.

As construções gráficas alteram-se de diferentes formas, consoante as características escolhidas do sinal de EEG. De seguida seguem-se os métodos utilizados para criar cada um destes cenários.

Para todos os cenários foi escolhido um fundo neutro escuro para que o utilizador se possa concentrar na tarefa da sessão (respeitando o segundo princípio de uma experiência artística, explorado na seção 2.4.2). As cores escolhidas para a expressão artística divergem de cenário para cenário, mas escolheram-se cores sugestivas e harmoniosas de modo a não cansar o utilizador.

Para gerar uma impressão artística visual, dois tipos construções foram pensadas: imagens caleidoscópicas e os trilhos luminosos.

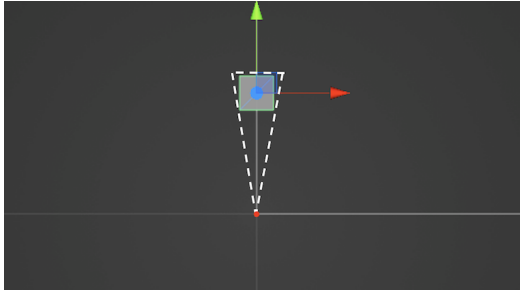
4.5.1 Caleidoscópio

A ideia de gerar uma imagem caleidoscópica que pudesse ser alterada em tempo real no Unity3D[®] surgiu do estudo da estética de padrões repetitivos e na possibilidade de aumentar e diminuir um simples círculo. No entanto, povoar a *Cena* do Unity3D[®] de objetos clonados foi considerada uma opção inviável pela sobrecarga de processamento gráfico que poderia resultar. Resolveu-se o problema selecionando uma área triangular da vista de câmara e multiplicando-a até preencher o ecrã, de forma que a imagem observada seja o padrão resultante, como se pode observar nos esquemas 4.10a e 4.10b da fig.4.10.

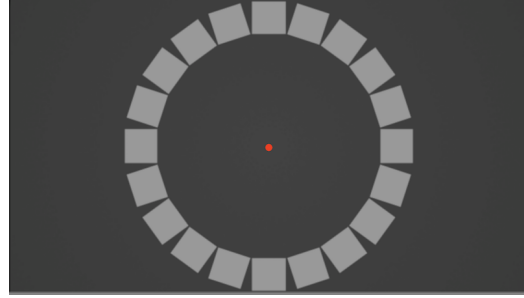
Foram preferidos sistemas de partículas, como se pode observar na fig. 4.11a, como os objetos utilizados para criar os padrões. Este sistema tem a particularidade de não exigir demasiado processamento gráfico e ter uma vasta lista pré-definições alteráveis. Os sistemas de partículas podem ainda ser manipulados via *script* de forma a criar efeitos visuais mais interessantes. De seguida segue-se a explicação de como este efeito foi utilizado para fazer três mandalas diferentes para *neurofeedback*.

No primeiro e mais simples cenário, o objeto repetido é uma sobreposição sequencial de imagens que ilude a uma animação de fumo³ (fig. 4.11b). A modulação por *neurofeedback* deste objeto é o movimento no eixo dos y, explicada com mais detalhe no capítulo 5 desta dissertação.

³com definições alteradas: textura, cor ao longo do tempo, tamanho ao longo do tempo, número de partículas, velocidade ao longo do tempo de modo a parecer fumo.



(a) Um cubo na vista de *Cena*, com o picotado branco demonstrando a área de câmara que se repete. O ponto vermelho indica a origem do referencial.



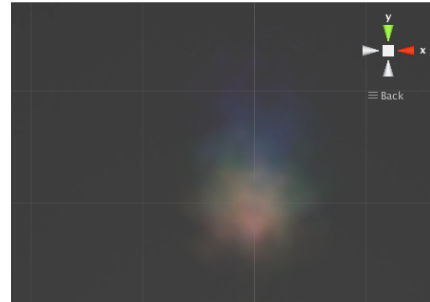
(b) Cubo em vista de *Jogo* repetido 20 vezes. O ponto vermelho indica a origem do referencial.

Figura 4.10: Esquema do funcionamento do algoritmo de multiplicação de câmara para criar imagens caleidoscópicas

Foi intencionalmente definido um gradiente de cor para que cada partícula altere a cor ao longo do seu tempo de vida, passando por todas as cores do arco íris.



(a) Sistema de partículas pré definido.



(b) Sistema de partículas do primeiro cenário, já configurado.

Figura 4.11: Exemplos de sistemas de partículas criados em Unity3D®

No segundo cenário, para aumentar a complexidade, existem dois sistemas de partículas de imagens de folhas, também com gradiente de cor ao longo do tempo (fig. 4.12a). A modulação por neurofeedback destes objetos é feita através da alteração da componente gravítica das partículas (comparação entre a fig.4.12a e a a fig.4.12b), explicada com mais detalhe no capítulo 5 dos Resultados.

Foi intencionalmente alterado o movimento, de um dos sistemas de partículas, segundo o eixo dos x em função do tempo para ter uma forma sinusoidal (fig. 4.12b). Usou-se uma adaptação em amplitude e frequência da expressão de onda sinusoidal:

$$x = A \sin(2\pi f t + \phi_0) \quad (4.3)$$

Onde A refere-se à amplitude, f à frequência, t ao instante e ϕ_0 à fase inicial. Esta alteração permitiu ao segundo sistema de partículas apenas entrar no campo de "visão" da câmara em certos pontos, aumentando o contraste entre cores (esquema da fig. 4.12c).

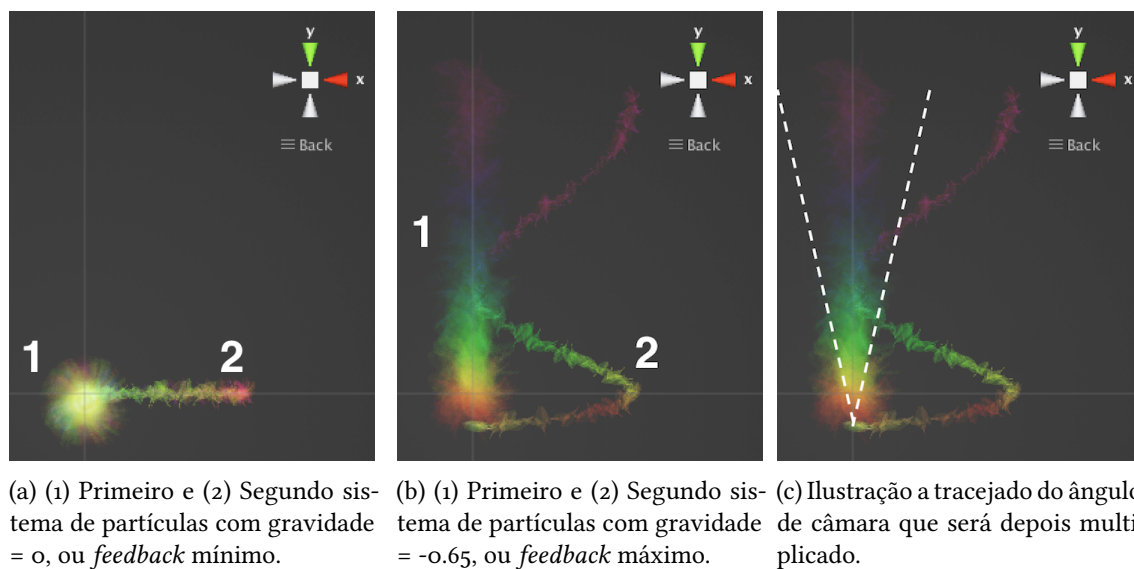


Figura 4.12: Imagens na vista de *Cena* do Unity3D®, dos dois sistemas de partículas do segundo cenário

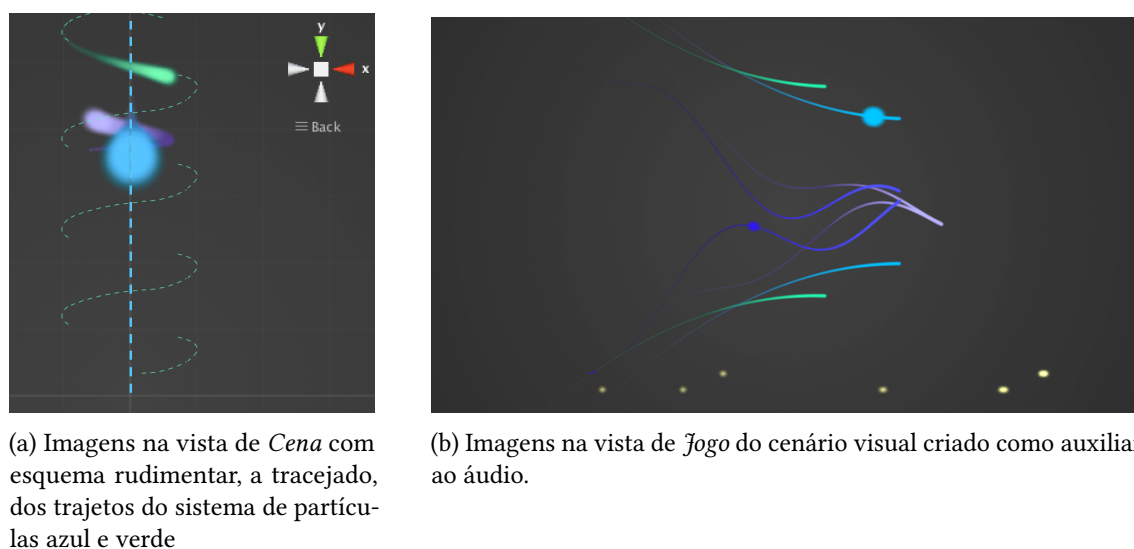


Figura 4.13: Imagens na vista obtidas do Unity3D®, dos cenários visuais

No terceiro cenário, existem três sistemas de partículas. A modulação por *neurofeedback* destes objetos é feita através do número de multiplicações da vista de câmara (exemplos e explicação mais detalhada no capítulo 5 dos Resultados).

A partícula principal, em azul, movimenta-se no eixo dos y em função do tempo, pela expressão:

$$y = A\cos(2\pi ft + \phi_0) \quad (4.4)$$

Onde A refere-se à amplitude, f à frequência, t ao instante e ϕ_0 à fase inicial.

As partículas violetas e verdes movimentam-se no eixo dos x e y em função do tempo, pela expressão matemática 4.3 e 4.4 respetivamente. Elas existem para intensificar e dinamizar o padrão. A fig.4.13a esquematiza o trajeto do sistema de partículas verde e azul.

Por último, a expressão artística visual que acompanha o *feedback* auditivo foi desenhada para ser relaxante, sem informação exagerada. É composta por 8 linhas, 4 delas são ondulantes, 4 cores e pontos amarelos que correspondem ao toque da bateria. Cada linha tem 2 notas atribuídas, começando da mais grave em baixo, para a mais aguda em cima. Sempre que uma nota é tocada a linha engrossa criando a ilusão que uma gota passa por cima da linha e desaparece, como se pode ver na fig 4.13b

5 | Resultados e discussão

O produto final do desenvolvimento desta dissertação, a aplicação *BrainBIT Art*, deve em muito à delineação clara das metas e objetivos para este projeto na secção 1.2. Devido à natureza deste trabalho, essas metas foram divididas em 4 grandes grupos: o sensor; a identificação de características; a plataforma e o *feedback* audiovisual. Grande parte dos métodos usados para atingir as metas referentes ao sensor, identificação de características e *feedback* audiovisual foram apresentados na secção 4 dos materiais e métodos. Neste capítulo explora-se então o produto final (plataforma e cenários de *feedback*) e uma prova-de-conceito desse mesmo produto, o *BrainBIT Art*.

5.1 Visão geral do sistema

A fig. 5.1 mostra a arquitetura do sistema de *biofeedback* artístico criado. O sistema contém ainda o módulo de abertura e processamento de ficheiros e sua revisão. O módulo de calibração visa criar um *feedback* com grau de dificuldade que se adapta às características de cada utilizador em cada sessão. O objetivo do módulo de *neurofeedback* é retirar do sinal de EEG informações em tempo real sobre as ondas cerebrais. O módulo de *biofeedback* é responsável por detetar os batimentos cardíacos e o intervalo entre sons. Por último, o módulo artístico ao receber *input*, gera e modela a impressão artística em tempo real. É baseado no *feedback* de som e imagem criado que o utilizador pode treinar e regular os seus sinais fisiológicos.

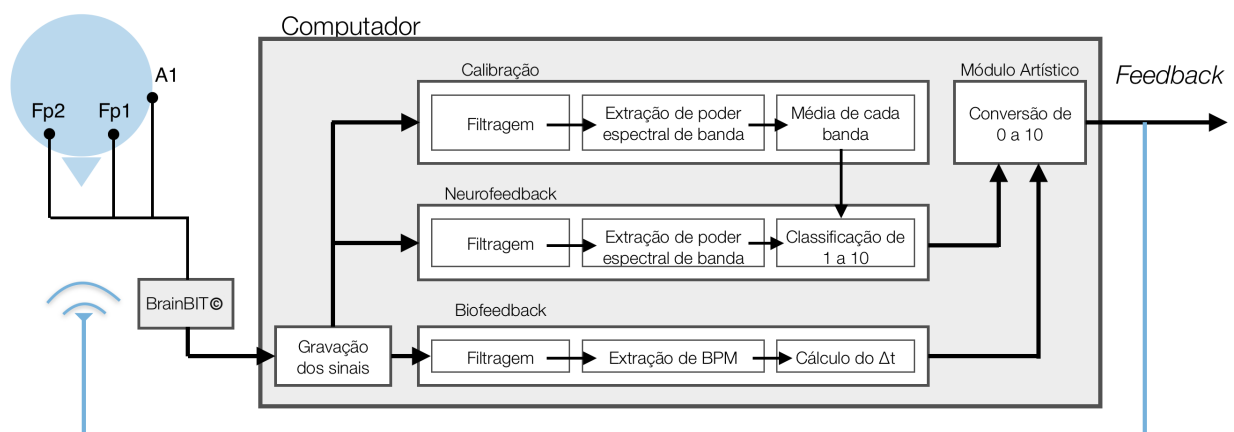


Figura 5.1: Arquitetura do sistema de *bio* e *neurofeedback*

5.2 Plataforma

5.2.1 Interface e menus

A interface tem duas componentes chave, a avançada e a básica. A linguagem e as opções também são diferentes. Logo no início da utilização é pedido para escolher entre a experiência avançada e a básica como se pode ver no nível de interação 0 da fig. 5.2 e na fig. 5.3a. Logo de seguida escolhe-se de um dos utilizadores existentes como mostra o exemplo da fig. 5.3b, se ainda não tiver sido criado o utilizador, adiciona-se e aparece o pequeno formulário da fig. 5.3c. Este formulário não deixa informações incorretas ou por preencher.

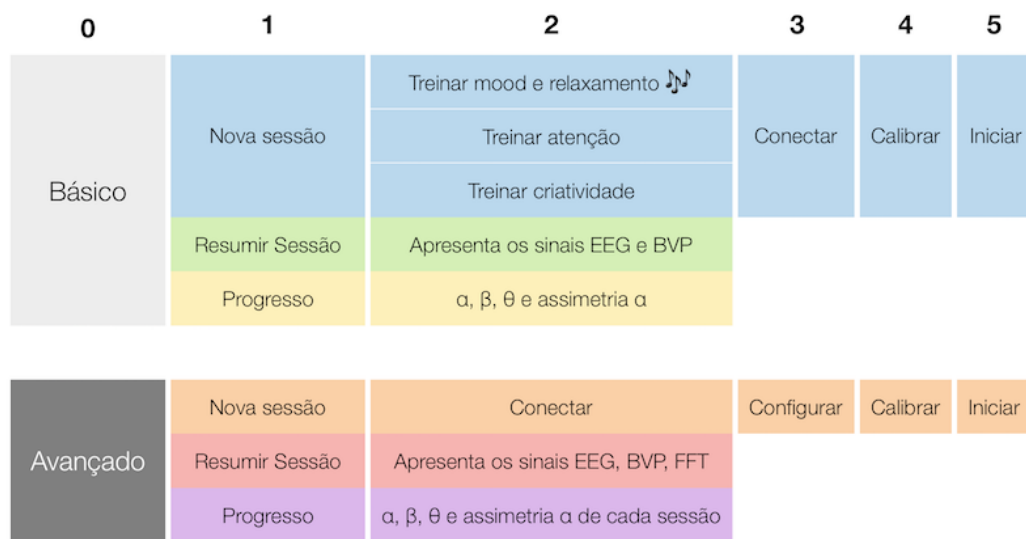
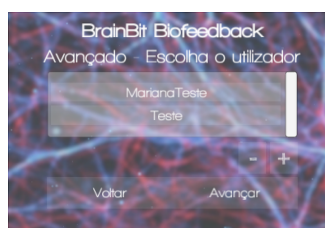


Figura 5.2: Esquema dos menus e níveis de interação da aplicação (0, 1, 2, 3, 4 e 5), há um menu para cada nível de interação, para cada um dos modos básico ou avançado. A mesma cor indica têm uma relação interativa dinâmica de parentesco.

Antes de iniciar a sessão, para ambos os modos, o programa fornece um menu de conexão (ver fig. 5.4a) com algumas informações e estado de conexão por *bluetooth*®, este passo impede o utilizador de prosseguir, caso não seja possível conectar-se.



(a) Menu inicial



(b) Escolha do utilizador.

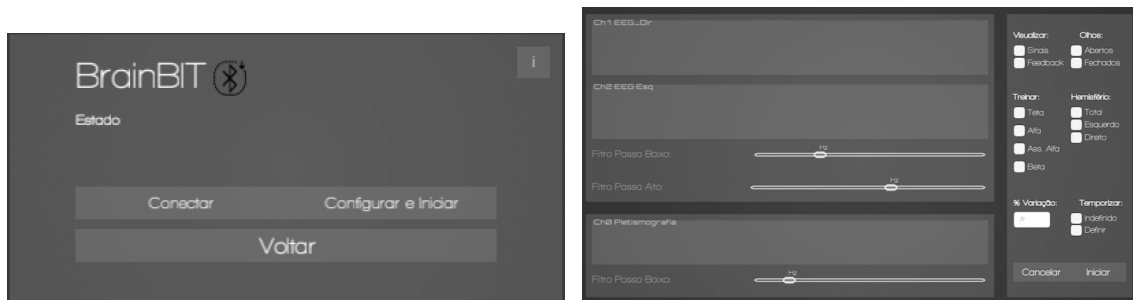


(c) Formulário de criação de um novo utilizador.

Figura 5.3: Três menus intercomunicativos iniciais

5.2.2 Configurações

Existe apenas um menu relativo a configurações, só disponível no modo avançado. Este é o menu pré-sessão, em que é escolhida qual a característica a treinar, qual o hemisfério dessa característica, qual o modo de *feedback*, qual a percentagem de variação da calibração que corresponde à pontuação 10 e se a sessão está ou não temporizada (ver fig.5.4b).



(a) Menu de conexão com o dispositivo, possui instruções de ligação ao carregar no "i" (b) Menu de configurações usado antes da sessão em modo avançado.

Figura 5.4: Dois menus configurativos

5.2.3 Resumo de sessão e progresso

Existem dois menus criados com o intuito de rever informações das sessões passadas, no primeiro (ver fig. 5.5a) é possível rever *frame a frame* os sinais armazenados na sessão escolhida. Para o modo avançado é ainda possível rever a STFT para além dos 3 sinais. O segundo (ver fig.5.5b) faz um resumo do progresso de treino de cada onda em cada sessão. Estas interfaces funcionam com interação do tipo arrasta e larga, por ter vários painéis onde se pode largar a visualizar a informação.



(a) Estúdio de revisão do sinal em modo avançado (b) Progresso de treino de cada onda em cada sessão.

Figura 5.5: Dois menus configurativos

5.3 Cenários audiovisuais

Os ambientes interativos são uma das mais importantes partes do projeto. É aqui que todo o conhecimentos estéticos e de arte são aplicados e só resultarão segundo a interação com o

utilizador.

No *neurofeedback*, é identificada a onda ou ondas a serem treinadas, e após a calibração, é quantificado o sucesso desse treino num escala de 0 a 10, consoante a variação em relação à calibração. No caso do *biofeedback* por BVP, é detetado o ritmo cardíaco e é sincronizado o ritmo da música gerada em tempo real. São esses dois fatores que vão poder controlar a experiência artística: o ritmo cardíaco e a pontuação de sucesso de treino de 0 a 10.

5.3.1 *Feedback* auditivo e cenário visual que o acompanha

O cenário auditivo (fig. 5.6) pressupõe o uso de sinal de BVP e EEG em simultâneo. O treino é mais produtivo quando se reduz a velocidade da música criada, ou seja, aumenta espaçamento entre as notas ouvidas, o ritmo ouvido e as bolas de luz (caso a pessoa esteja de olhos abertos). Para esse efeito deve baixar-se o ritmo cardíaco, através de técnicas de relaxamento e respiração. Este sistema não só consciencializa o utilizador do seu sinal fisiológico cardíaco, como, uma vez estabilizado o sinal, mantém-no no ritmo lento. Da mesma forma, o treino está a ser alcançado quando se ouvem notas mais agudas ou bolas de luz nas linhas mais altas, o processo é explicado no capítulo dos métodos.

Este é um sinal para treinar a pré-disposição a um estado emocional positivo, pela correlação entre estados positivos e notas agudas e estados negativos e notas graves. O treino da assimetria hemisférica das ondas alfa é uma das formas estudadas para melhorar o estado emocional [22] [23] [24] [25] [21]. No visual que acompanha o *feedback*. Pode ver-se a comparação entre 3 possíveis pontuações de sucesso na fig. 5.6a, 5.6b e 5.6c. Os trechos amarelos correspondem aos toques da bateria explicados na secção 4.3.3.

5.3.2 *Feedback* visual 1

No *feedback* visual 1 (fig. 5.7) o treino da onda escolhida é mais produtivo quanto mais próximas estiverem as bolas de fumo, ou seja, quanto menor estiver a mandala. Pode observar-se a comparação entre 3 possíveis pontuações instantâneas de treino que o utilizador observa, na fig. 5.7a, 5.7b e 5.7c.

Este cenário, pela sua simplicidade e translucidez, é adequado para treinos de ondas que resultem em acalmar a mente, como por exemplo, o treino das ondas alfa [12][13]. O utilizador pode abstrair-se de quase toda a informação externa pois a distância entre as bolas de fumo é muito intuitiva.

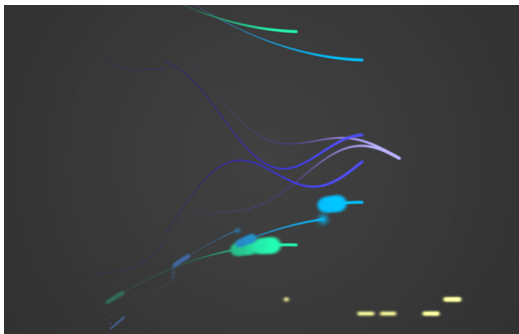
5.3.3 *Feedback* visual 2

No cenário de *feedback* visual 2 (fig. 5.8), o utilizador tem a percepção que está a conseguir treinar o sinal cerebral escolhido a partir da abertura da mandala. Quando mais ela se abrir, preenchendo o ecrã, mais sucesso está a ter o utilizador. Pode observar-se a comparação entre 3 possíveis pontuações instantâneas de treino (fig. 5.8a, 5.8b e 5.8c) que o utilizador observa.

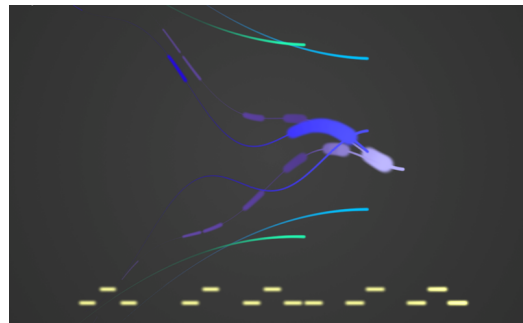
Este cenário adequa-se melhor a um treino da criatividade e abstração, como por exemplo, o treino das ondas teta [7][26]. Pode parecer contra-intuitivo pois existe muita informação a ser transmitida no ecrã no entanto, não é necessário estar concentrado na imagem porque ela apresenta alto contraste de cor, logo a abstração levará a um maior sucesso e também não impedirá do utilizador perceber se está a conseguir. Este resultado levará um treino mais efetivo e gratificante.

5.3.4 *Feedback* visual 3

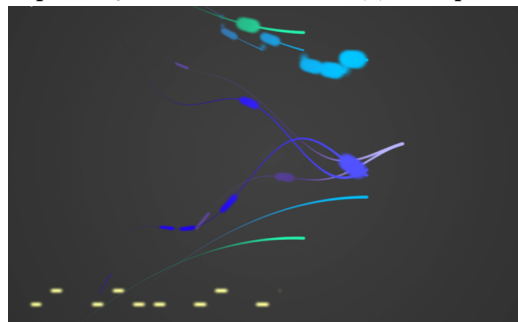
Por último, no *feedback* visual 3 (fig. 5.9) o indicador de sucesso de treino é o aumento do número de bolas de luz azuis, que atinge o máximo quando a imagem contém 20 cometas azuis luminosos. Pode observar-se a comparação entre 3 possíveis pontuações instantâneas de treino (fig. 5.9a, 5.9b e 5.9c) que o utilizador observa. Este cenário adequa-se melhor a um treino da atenção e performance cognitiva, como por exemplo, o treino das ondas beta [17] [21] [84] [19]. A dinâmica lenta e relaxante foi pensada para manter o utilizador concentrado nos "cometas" azuis, visto o seu número aumentar ou diminuir, sem interromper o percurso dos mesmos. Esta concentração será "recompensada" instantaneamente motivando o utilizador a manter a elevada presença de ondas beta em relação à sua calibração.



(a) Exemplo visual de uma pontuação 0.



(b) Exemplo visual de uma pontuação 5.

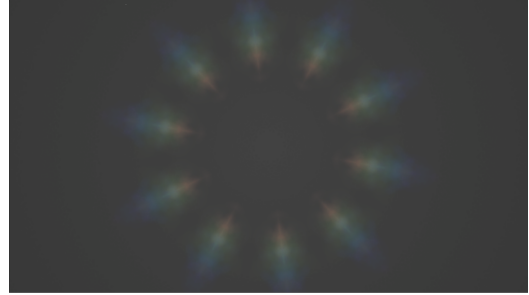


(c) Exemplo visual de uma pontuação 10.

Figura 5.6: Imagens ao sistema visual complementar ao *feedback* auditivo, tiradas do *BrainBIT Art* em funcionamento.



(a) Exemplo visual de treino de *neurofeedback* com uma pontuação instantânea 0.

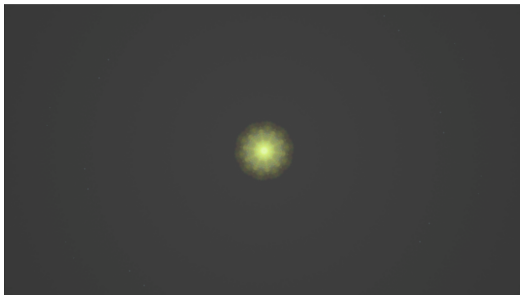


(b) Exemplo visual de uma pontuação 5.

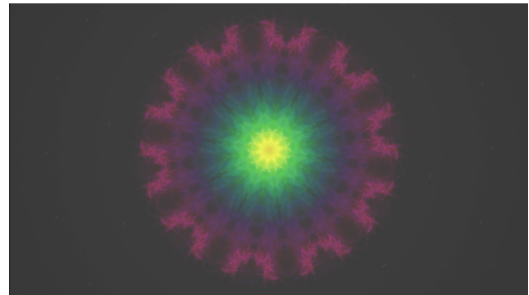


(c) Exemplo visual de uma pontuação 10.

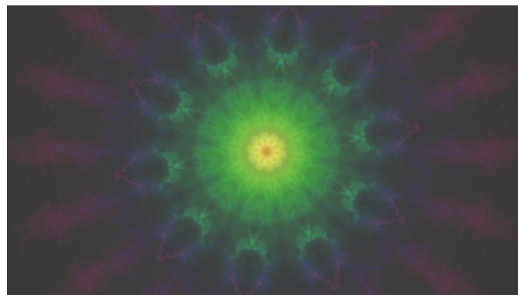
Figura 5.7: Imagens ao sistema visual 1, tiradas do *BrainBIT Art* em funcionamento.



(a) Exemplo visual de treino de *neurofeedback* com uma pontuação instantânea 0.

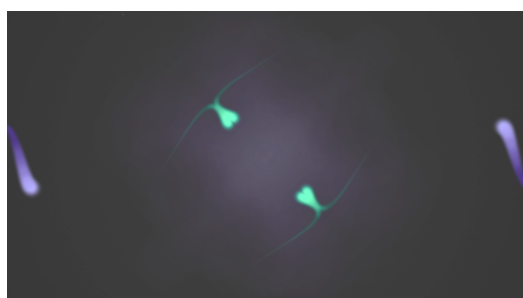


(b) Exemplo visual de uma pontuação 5.

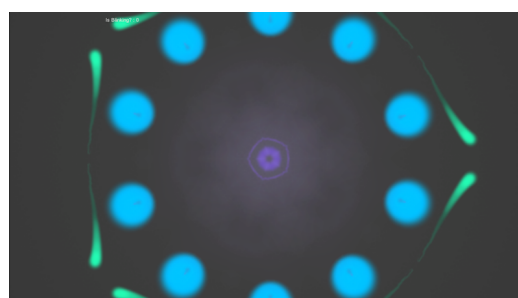


(c) Exemplo visual de uma pontuação 10.

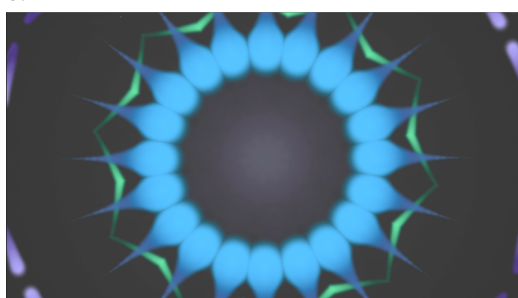
Figura 5.8: Imagens ao sistema visual 2, tiradas do *BrainBIT Art* em funcionamento.



(a) Exemplo visual de treino de *neurofeedback* uma pontuação instantânea 0.



(b) Exemplo visual de uma pontuação 5.



(c) Exemplo visual de uma pontuação 10.

Figura 5.9: Imagens ao sistema visual 3, tiradas do *BrainBIT Art* em funcionamento.

5.4 Prova-de-conceito

Para fazer uma simples prova-de-conceito utilizou-se apenas a experiência que integra o *bio* e *neurofeedback*: o cenário musical. A experiência foi preparada de modo que se pudessem avaliar qualitativamente, duas vertentes da aplicação *BrainBIT Art*: O *bio* e *neurofeedback* e a usabilidade da interface.

5.4.1 Amostra

A população consistiu em 10 participantes, 5 do gênero feminino e 5 do gênero masculino (fig. 5.10b), todos destros (fig. 5.10d) e sem doenças neurológicas ou outras relevantes (fig. 5.10c). A idade média dos voluntários foi de 26,1 anos com desvio padrão de 6,9 anos (fig. 5.10a). Dos participantes, 60% já sabiam como funciona um sistema de *biofeedback* (fig. 5.10f) e todos usam o computador diária ou semanalmente (fig. 5.10e).

Utilizou-se o computador onde foi desenvolvida a aplicação, o *BrainBIT*® e a aplicação *BrainBIT Art*, e, em casos com ambiente ruidoso, também se usaram auscultadores, como se pode ver na fig. 5.11. Parte dos participantes fez a experiência no Pavilhão do Conhecimento na "Noite Europeia dos Investigadores 2017" e parte fez a experiência no seu domicílio. A experiência foi protocolizada nos seguintes passos:

- o. Enviar documento do consentimento informado antes da experiência.
1. Leitura e preenchimento do formulário de consentimento informado e do questionário

demográfico.

2. Explicar brevemente o procedimento e a duração da experiência, instruindo o funcionamento do *feedback* auditivo e que características o regulam.
3. Montar o BrainBIT® e fazer a ligação por *bluetooth* e instruir participante a sentar-se de forma cómoda e mover-se o menos possível durante a sessão de biofeedback.
4. Testar conexão e sinais através da aplicação.
5. Iniciar a sessão, instruindo o participante durante o primeiro minuto de calibração.
6. Após o início do *neuro* e *biofeedback*, deixar o participante interagir com a aplicação durante 10 minutos.
7. No final da sessão pedir que o participante realize algumas tarefas na interface: que reveja os sinais da sessão que acabou de realizar e que reveja a média das ondas da sessão.
8. Realizar um questionário final sobre a experiência de *neuro* e *biofeedback* e sobre a utilização da interface .

Os documentos utilizados na experiência estão presentes no apêndice 1 e são: protocolo, documento de consentimento informado, questionário demográfico inicial e um questionário final. É neste questionário que se encontram os 2 formulários para testar as duas vertentes principais do projeto: o teste de *biofeedback* e o teste de usabilidade do sistema). As afirmações a serem classificadas pelo utilizador encontram-se na tabela 5.1 e tabela 5.2 do capítulo dos Resultados.

A *System Usability Scale*, Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) (ver anexo 2), criada em 1986 por John Brooke, consiste num teste de 10 perguntas para testar diferentes produtos e sistemas, e é atualmente, a mais usada escala para teste de *software* por ser muito simples e por ser válida (pode efetivamente diferenciar sistemas usáveis e não usáveis) [85].

A escala de Likert é utilizada para analisar a opinião de dos inquiridos sobre um determinado assunto, e as opções podem ser: "concorda totalmente", "concorda parcialmente", "sem opinião", "não concorda parcialmente", "não concorda totalmente"[86]. A SUS faz uso desta escala, atribuindo pontos a cada uma das 10 perguntas para pontuar a aplicação. A SUS contém cotações para cada um dos itens respondidos, segundo a escala de Likert e é com base nela que se avaliou o produto desta dissertação.

As cotações para as perguntas 1, 3, 5, 7 e 9 vão de 0 a 4 por ordem crescente e as perguntas 2, 4, 6, 8 e 10 recebem uma cotação de 4 a 0 por ordem crescente. No final as cotações são somadas e multiplicadas por 2.5 de forma a perfazer 100 pontos [87].

5.4.2 Resultados

Participantes voluntários que realizaram a experiência descrita em cima, procederam ao preenchimento de um questionário apreciativo e cujos resultados estão disponíveis em :

<https://goo.gl/forms/rcrWWm3yzK8WlYIE2> e serão apresentados e discutidos nesta secção.

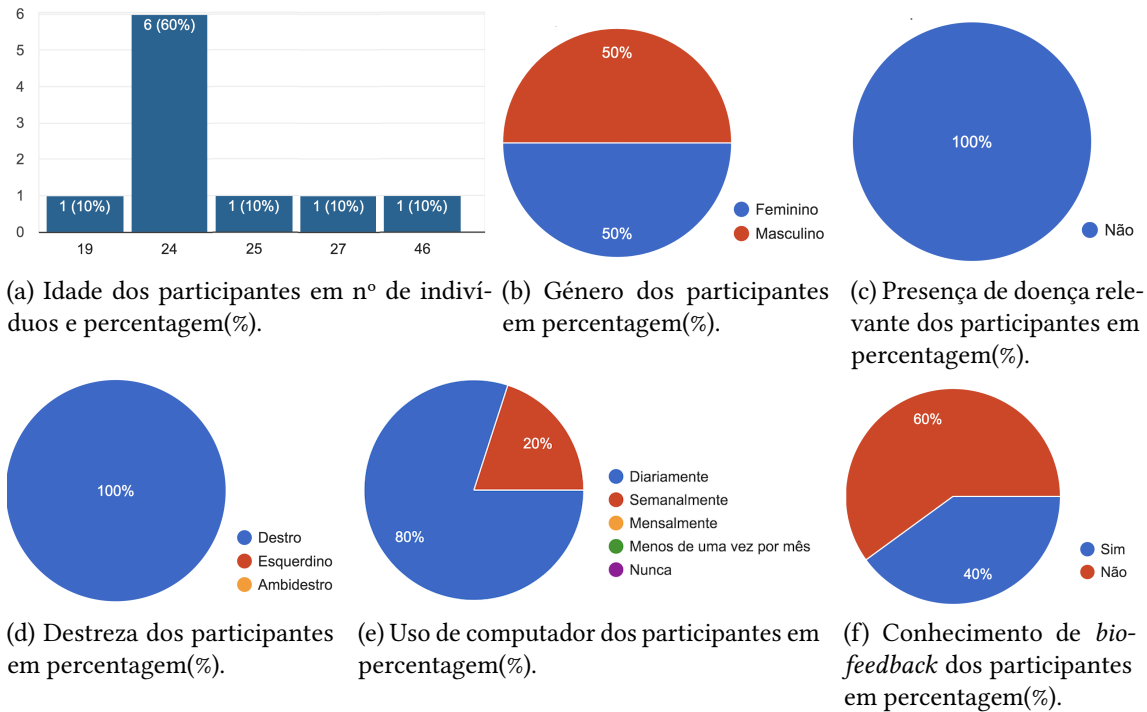


Figura 5.10: Gráficos das características dos 10 voluntários, obtidas no primeiro formulário.



Figura 5.11: Participante da prova-de-conceito na demonstração da *BrainBIT Art* na "Noite Europeia dos Investigadores 2017", Pavilhão do Conhecimento.

Pediu-se aos participantes que classificassem determinadas afirmações, relacionadas com a experiência de *biofeedback*¹. As afirmações e pontuações resultantes foram resumidas na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Pontuação dada a cada pergunta sobre *bio* e *neurofeedback*, por cada utilizador questionado, e pontuação final

Utilizadores	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Pontos /100
1. A experiência de treino foi agradável	4	3	4	4	4	4	3	4	4	3	92,5
2. O som era calmo e apelativo	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	97,5
3. Senti o ritmo da música adaptar-se ao meu ritmo cardíaco	1	3	4	4	3	3	1	1	4	4	70
4. Senti que o sistema se adaptou às alterações fisiológicas	3	3	3	3	4	2	3	3	1	2	67,5
5. Voltaria a usar o dispositivo	3	4	4	4	4	4	4	4	4	3	95
6. Recomendaria a aplicação a alguém	3	4	3	4	4	4	4	4	4	4	95
7. A transcrição de sinais fisiológicos em arte ajuda no interesse no <i>bio</i> e <i>neurofeedback</i>	3	4	3	4	4	4	2	4	2	3	82,5
8. A banda é confortável	3	2	2	4	4	3	3	4	3	3	77,5
9. Tenho interesse num <i>feedback</i> visual	4	4	3	4	4	4	4	3	4	4	95
Média											85,8(3)

Segundo os critérios apresentados ao utilizador, pode dizer-se que a apreciação geral do mecanismo de *bio* e *neurofeedback* experimentado foi muito positiva (85,83 pontos em 100 pontos).

As pontuações mais baixas foram dadas na vertente de manipulação do *feedback* (afirmações 3 e 4), o que poderá advir de 60% dos participantes nunca ter experimentado um sistema de *biofeedback*, como se pode ver no gráfico da fig. 5.12a. Foi também observado por dois participantes, após responderem o questionário, que não notaram que havia ritmo ou bateria, devido à sua prioridade na concentração em notas graves ou agudas. Isto pode significar que a falta de consciência dos seus sinais e falta de familiaridade com o sistema pode não ter permitido que se sentissem em controlo do *feedback*.

É importante referir que, durante a experiência e de forma excecional, um dos participantes conseguiu controlar a assimetria alfa, durante um tempo considerável (>20 s), de forma a manter a música em tons graves ou agudos, alternando com facilidade segundo a sua vontade. Nas afirmações referentes à experiência artística musical, possibilidade de repetir, interesse em diferentes *feedbacks* e agradabilidade geral (afirmações 1, 2, 5, 6 e 9, com pontuações de 92,5; 97,5; 95; 95; 95, respetivamente) as pontuações colocaram-se acima da média, indicando uma satisfação e interesse generalizados.

Em relação ao teste de usabilidade do sistema foram obtidos resultados de forma semelhante expressos na tabela 5.2.

A pontuação mais baixa e a pontuação mais alta deste conjunto de afirmações (4 e 9 com 75 e 90 pontos, respetivamente) referem-se à mesma característica do sistema: a facilidade de uso, 4

¹As expressões usadas para classificação foram: "concordo totalmente"; "concordo parcialmente"; "neutro"; "não concordo parcialmente" e "não concordo totalmente", segundo a escala de Likert

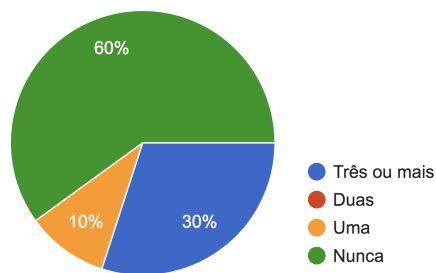
Tabela 5.2: Pontuação dada a cada pergunta na escala de usabilidade do sistema, por cada utilizador questionado, e pontuação final

Utilizadores	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Pts /100
1. A experiência é praticável no dia a dia	2	4	3	4	4	4	4	2	2	3	80
2. Consideraria usar este sistema frequentemente	3	3	3	4	2	4	4	3	3	4	82,5
3. Achei o sistema desnecessariamente complexo	3	4	1	4	4	3	3	3	3	4	80
4. Achei o sistema fácil de usar	3	3	3	4	4	3	2	3	2	3	75
5. Acho que necessitaria de ajuda de um técnico para ser capaz de utilizar este sistema	3	4	3	4	3	2	3	3	3	3	77,5
6. Achei as várias funções do sistema bem integradas	4	3	3	4	4	4	3	3	3	3	85
7. Encontrei demasiada inconsistência neste sistema	4	4	3	2	4	3	4	3	3	3	82,5
8. Consigo imaginar que a maioria das pessoas aprenderia a usar esta interface muito rápido	4	4	1	3	4	2	4	4	4	1	77,5
9. Achei o sistema difícil de usar	3	4	3	4	3	3	4	4	4	4	90
10. Senti-me confiante a usar este sistema	3	3	4	4	4	4	2	3	3	2	80
Total											81

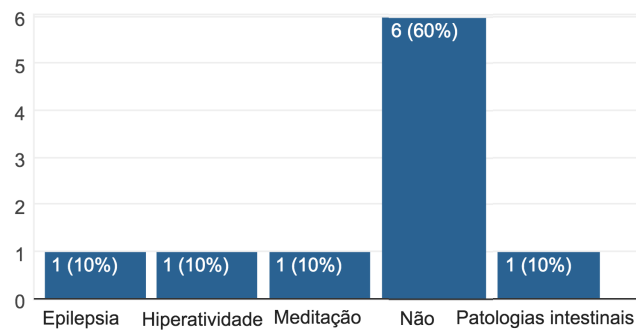
peessoas responderam de forma coerente e 6 de forma incoerente. Este resultado aparentemente contraditório, pode estar relacionado com o equívoco entre a experiência de biofeedback e o uso da interface. Pondera-se que quando confrontado com a afirmação "achei o sistema fácil de usar" o participante evoca a experiência no geral da aplicação integrada; a afirmação "achei o sistema difícil de usar" segue-se depois da afirmação "consigo imaginar que a maioria das pessoas aprenderia a usar esta interface muito rápido", o que conduz o participante a pensar especificamente na interface, e a responder favoravelmente com "não concordo parcialmente" e "não concordo totalmente".

Todas as restantes afirmações obtiveram uma alta pontuação, refletindo uma interface intuitiva e simples. Os participantes deram também o seu parecer de forma informal, ao utilizar a interface para realizar as tarefas requisitadas. As sugestões foram no sentido aumentar a clareza e intuição da interface, como por exemplo, localização dos botões "voltar" e "sair" e instruções nos menus de arrastamento.

A título de curiosidade, os participantes foram interrogados sobre o seu conhecimento de benefícios de *biofeedback* (gráfico da fig. 5.12b), visto ser uma tecnologia auxiliar de tratamentos já muito investigada, adotada por profissionais de saúde. Com a consciência de que a amostra não é significativa, ainda assim, uma das razões para o desconhecimento desta tecnologia pode estar na desconfiança de que é possível controlar e treinar as ondas cerebrais pela população, e no caráter a longo prazo desse treino. Isso pode levar a comunidade da área da saúde a optar por soluções mais convencionais como fármacos, fisioterapia, psicoterapia, entre outros.



(a) Número de experiências prévias em *biofeedback* dos participantes em percentagem(%).



(b) Conhecimento prévio de benefícios e aplicações em saúde do *biofeedback*, dos participantes em percentagem(%).

Figura 5.12: Gráficos das respostas a questões extra sobre *biofeedback*, dos 10 voluntários.

6 | Conclusões

6.1 Considerações Finais

A plataforma desenvolvida nesta dissertação é, em todos os aspetos, a concretização dos três objetivos delineados no início do projeto: a identificação de características nos sinais fisiológicos de EEG e BVP, a produção de *feedback* audiovisual e por último, a integração numa interface interativa. A aplicação permite ao utilizador aprender a controlar o seu sinal de EEG e BVP através de um sistema de *feedback* interativo áudio ou visual.

A tecnologia funciona em tempo real e foi adaptada ao dispositivo de aquisição de sinal e transmissão sem fios, BrainBIT®. O sistema dispositivo-plataforma é prático em diversos ambientes de utilização por ser móvel, rápido e de fácil montagem.

Pensando na diversidade de destinos foi criado um modo avançado em que o utilizador com formação mais técnica pode escolher: a característica de EEG a treinar; o hemisfério onde se encontra; as frequências de corte do filtro espacial; o tempo de calibração e a percentagem de desvio da calibração que o utilizador tem de ter para atingir o máximo valor em cada sessão. Os indicadores a que a aplicação tem acesso, em tempo real e a partir do espectro de frequência, são: a assimetria hemisférica na banda alfa; bandas alfa, beta e teta no hemisfério esquerdo; bandas alfa, beta e teta no hemisfério direito e bandas alfa, beta e teta na zona frontal. No modo básico, o utilizador apenas escolhe o estado mental a treinar que, segundo a literatura, o podem ser: concentração, motivação, criatividade, alegria e relaxamento. Foram ainda criados dois menus de consulta: um em que o utilizador pode rever os sinais de cada sessão e o seu espectro de frequências (modo avançado), e um menu que resume o progresso do treino das diferentes ondas ao longo das sessões. Estas características permitem ao utilizador ter as informações que necessita num só lugar, fazendo com que dispense um elevado número de programas para usar o BrainBIT®.

Uma grande vantagem da aplicação é o armazenamento de ficheiros .txt por sessão com todos os canais do BrainBIT®, a densidade de poder espectral em cada banda, e se o utilizador se encontra em movimento. Isto permite que este sistema possa ser usado para aquisição de sinal por académicos e curiosos. O posterior processamento poderá ser em áreas distintas do foco principal desta tese.

Devido à alta pontuação atribuída tanto ao sistema de *biofeedback* artístico, como à interface, resultado dos questionários da prova-de-conceito, é possível afirmar que no *biofeedback* áudio, os parâmetros escolhidos são uma boa representação da assimetria alfa e do ritmo cardíaco. O difícil controle da impressão artística pode dever-se tanto à in experiência do utilizador como a

difficuldade de concentração em várias regulações fisiológicas em simultâneo. Nesse aspeto, os cenários visuais criados, focam-se apenas em *neurofeedback* o que pode auxiliar o utilizador a tomar maior consciência da interação. Acreditamos também que os parâmetros do *feedback* visual são simples e apelativos fazendo com que o utilizador tenha uma experiência imersiva e agradável. As sugestões dadas informalmente pelos participantes permitirão tornar o *BrainBIT Art* ainda mais intuitivo, desde a primeira utilização.

Todo o controle da interface, transmissão e tratamento de dados e impressão artística foram construídos recorrendo ao programa Unity3D[®] e isso facilita que, uma vez que tenham acesso ao projeto, qualquer pessoa possa modificá-lo, acrescentando outros cenários artísticos e mais opções de interação seguindo apenas algumas indicações.

6.2 Limitações e trabalho futuro

Uma das grandes limitações do projeto foi o facto do SDK apenas fazer a ligação entre o BITalino[®] e a versão 4 do Unity3D[®] no computador utilizado para desenvolver o trabalho. Não foi possível detetar a origem do erro na conexão através de *bluetooth*[®] e foi decidido continuar o projeto na versão Unity3D[®] 4.7 em vez da 5.1. Esta limitação fez com que, por um lado, algumas funções, especialmente da interface, demorassem um tempo considerável a serem desenvolvidas, e por outro limita a distribuição na comunidade. Propõe-se então que em trabalhos futuros se atualize a plataforma, para a versão 5.1 ou mais recente, de modo a ser compatível com a mais recente versão do Unity3D[®]. Isso permitirá a distribuição gratuita na comunidade de utilizadores do Unity3D[®] e do BrainBIT[®].

Embora este projeto tenha incluído uma pequena prova-de-conceito, há uma necessidade de testar de forma robusta todo o sistema, aumentando a amostra e avaliando clinicamente os potenciais do *biofeedback* criado. Seria desejável planear no futuro uma série de experiências controladas e análise estatística para assegurar a validade da plataforma.

Uma outra sugestão seria aplicar sistemas de classificação automáticos com recurso à tecnologia de aprendizagem automática. Em que o utilizador não necessitada de se adaptar conscientemente. O sistema aprende e adapta-se por si mesmo, consoante o sinal de EEG que recebe, para induzir um estado determinado pelo utilizador.

A liberdade da localização dos elétrodos permite que futuramente outras modalidades de neurofeedback possam ser exploradas, como a zona occipital e mais protocolos e experiências artísticas sejam desenvolvidas.

| Bibliografia

- [1] M. S. Schwartz. “A New Improved Universally Accepted Official Definition of Biofeedback”. Em: *Biofeedback* 38.3 (2010), pp. 88–90. DOI: 10.5298/1081-5937-38.3.88.
- [2] A. Rodríguez, B. Rey, M. Clemente, M. Wrzesien e M. Alcañiz. “Assessing brain activations associated with emotional regulation during virtual reality mood induction procedures”. Em: *Expert Systems with Applications* 42.3 (2015), pp. 1699–1709. DOI: 10.1016/j.eswa.2014.10.006.
- [3] O. Sourina, Y. Liu e M. K. Nguyen. “Real-time EEG-based emotion recognition for music therapy”. Em: *Journal on Multimodal User Interfaces* 5.1-2 (2012), pp. 27–35. DOI: 10.1007/s12193-011-0080-6.
- [4] B. Guntekin e E. BaÅar. “Event-related beta oscillations are affected by emotional eliciting stimuli”. Em: *Neuroscience Letters* 483.3 (2010), pp. 173–178. DOI: 10.1016/j.neulet.2010.08.002.
- [5] E. Pasqualotto, S. Federici e M. Olivetti Belardinelli. “Toward functioning and usable brain-computer interfaces (BCIs): A literature review”. Em: *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 7.2 (2012), pp. 89–103. DOI: 10.3109/17483107.2011.589486.
- [6] K Akilandeswari e G. M. Nasira. “Multi-Layer Perceptron Neural Network Classifier with Binary Particle Swarm Optimization Based Feature Selection for Brain-Computer Interfaces”. Em: 9.6 (2015), pp. 1490–1496.
- [7] J. H. Gruzelier. “EEG-neurofeedback for optimising performance. II: creativity, the performing arts and ecological validity”. Em: *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 44 (2014), pp. 142–158. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2013.11.004.
- [8] J. Gauthier, J. Doyon, R. Lacroix e M. Drolet. “Blood volume pulse biofeedback in the treatment of migraine headache: A controlled evaluation”. Em: *Biofeedback and Self-regulation* 8.3 (1983), pp. 427–442. DOI: 10.1007/BF00998751.
- [9] R. Bild e H. E. Adams. “Modification of migraine headaches by cephalic blood volume pulse and EMG biofeedback”. Em: *Journal of Consulting and Clinical Psychology* 48.1 (1980), p. 51.
- [10] K. L. Lichstein, T. J. Hoelscher, R. Nickel e P. W. Hoon. “An integrated blood volume pulse biofeedback system for migraine treatment”. Em: *Biofeedback and Self-regulation* 8.1 (1983), pp. 127–134.

- [11] R. J. Gatchel, J. P. Hatch, A. Maynard, R. Turns e A. Taunton-Blackwood. "Comparison of heart rate biofeedback, false biofeedback, and systematic desensitization in reducing speech anxiety: Short-and long-term effectiveness." Em: *Journal of consulting and clinical Psychology* 47.3 (1979), p. 620.
- [12] J. Kamiya. *Biofeedback and self-control: An Aldine reader on the regulation of bodily processes and consciousness*. Aldine, 1971.
- [13] J. V. Hardt e J. Kamiya. "Anxiety change through electroencephalographic alpha feedback seen only in high anxiety subjects". Em: *Science* 201.4350 (1978), pp. 79–81.
- [14] M. Sterman e L. Friar. "Suppression of seizures in an epileptic following sensorimotor EEG feedback training". Em: *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 33.1 (1972), pp. 89–95.
- [15] M. B. Sterman. "Basic concepts and clinical findings in the treatment of seizure disorders with EEG operant conditioning". Em: *Clinical electroencephalography* 31.1 (2000), pp. 45–55.
- [16] B. J. Roach e D. H. Mathalon. "Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia". Em: *Schizophrenia bulletin* 34.5 (2008), pp. 907–926. DOI: 10.1093/schbul/sbn093.
- [17] B. H. Cho, J.-M. Lee, J. Ku, D. P. Jang, J. Kim, I.-Y. Kim, J.-H. Lee e S. I. Kim. "Attention enhancement system using virtual reality and EEG biofeedback". Em: *Virtual Reality, 2002. Proceedings. IEEE*. IEEE. 2002, pp. 156–163. DOI: 10.1109/VR.2002.996518.
- [18] U. Strehl, U. Leins, G. Goth, C. Klinger, T. Hinterberger e N. Birbaumer. "Self-regulation of slow cortical potentials: a new treatment for children with attention-deficit/hyperactivity disorder". Em: *Pediatrics* 118.5 (2006), e1530–e1540.
- [19] J. F. Lubar, M. O. Swartwood, J. N. Swartwood e P. H. O'Donnell. "Evaluation of the effectiveness of EEG neurofeedback training for ADHD in a clinical setting as measured by changes in TOVA scores, behavioral ratings, and WISC-R performance". Em: *Applied Psychophysiology and Biofeedback* 20.1 (1995), pp. 83–99. DOI: 10.1007/BF01712768.
- [20] S. Hanslmayr, P. Sauseng, M. Doppelmayr, M. Schabus e W. Klimesch. "Increasing individual upper alpha power by neurofeedback improves cognitive performance in human subjects". Em: *Applied psychophysiology and biofeedback* 30.1 (2005), pp. 1–10. DOI: 10.1007/s10484-005-2169-8.
- [21] J. H. Gruzelier. "EEG-neurofeedback for optimising performance. I: a review of cognitive and affective outcome in healthy participants". Em: *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 44 (2014), pp. 124–141. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2013.11.004.
- [22] E. Baehr, J. P. Rosenfeld e R. Baehr. "Clinical use of an alpha asymmetry neurofeedback protocol in the treatment of mood disorders: Follow-up study one to five years post therapy". Em: *Journal of neurotherapy* 4.4 (2001), pp. 11–18. DOI: 10.1300/J184v02n03_02.

- [23] E. Harmon-Jones e J. J. Allen. "Behavioral activation sensitivity and resting frontal EEG asymmetry: covariation of putative indicators related to risk for mood disorders." Em: *Journal of abnormal psychology* 106.1 (1997), p. 159. DOI: 10.1037/0021-843X.106.1.159.
- [24] E. Harmon-Jones, P. A. Gable e C. K. Peterson. "The role of asymmetric frontal cortical activity in emotion-related phenomena: A review and update". Em: *Biological psychology* 84.3 (2010), pp. 451-462. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2009.08.010.
- [25] D. C. Hammond. "Neurofeedback with anxiety and affective disorders". Em: *Child and adolescent psychiatric clinics of North America* 14.1 (2005), pp. 105-123. DOI: 10.1016/j.chc.2004.07.008.
- [26] J. Gruzelier. "A theory of alpha/theta neurofeedback, creative performance enhancement, long distance functional connectivity and psychological integration". Em: *Cognitive processing* 10.1 (2009), pp. 101-109. DOI: 10.1007/s10339-008-0248-5.
- [27] F. Beverina, G. Palmas, S. Silvoni, F. Piccione e S. Giove. "User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces". Em: *Psychology Journal* 1 (4 2003), pp. 331-354.
- [28] S. I. Fox. *Human Physiology*. Ed. por M. Lange, C. H. Wheatley, K. R. Loewenberg e L. Editorial Image. 12th. New York: McGraw-Hill, 2011, pp. 240-246.
- [29] W. F. Ganong e W. Ganong. *Review of medical physiology*. Appleton & Lange Norwalk, CT, 1995, pp. 264-266.
- [30] B. Silva. "Estudo dos sistemas simpático e parassimpático através de dados de pupilometria". unpublished thesis. 2016.
- [31] J. Nolte. "The human brain: an introduction to its functional anatomy". Em: (2002).
- [32] R. M. M. de Almeida, J. C. C. Cabral e R. Narvaes. "Behavioural, hormonal and neurobiological mechanisms of aggressive behaviour in human and nonhuman primates". Em: *Physiology & behavior* 143 (2015), pp. 121-135. DOI: 10.1016/j.physbeh.2015.02.053.
- [33] S. I. Fox. *Human Physiology*. 14th. New York: McGraw-Hill, 2013. Cap. 7.
- [34] I. Emmanuel. *Lobos cerebrais*. 2011. URL: <http://www.ead.ufrpe.br/acervo-digital-eadtec/node/526>.
- [35] K. T. Patton. *The Human Body in Health and Disease*. 6th. Canada, 2014, pp. 246-248.
- [36] G. J. Tortora e B. Derrickson. *Principles of Anatomy and Physiology*. Ed. por I. John Wiley & Sons. 13th. USA, 2012, pp. 646-647.
- [37] M. Teplan. "Fundamentals of EEG measurement". Em: *Measurement Science Review* 2.2 (2002), pp. 1-11.
- [38] I. Trans Cranial Technologies. *10/20 System Positioning, Manual*. Hong Kong, 2012.
- [39] J. Enderle, S. Blanchard e J. Bronzino. *Introduction to Biomedical Engineering*. Ed. por A. PRESS. Utah, 2000, pp. 492-493.

- [40] J. Pinnell, S. Turner e S. Howell. "Cardiac muscle physiology". Em: *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care and Pain* 7.3 (2007), pp. 85–88. DOI: 10.1093/bjaceaccp/mkm013.
- [41] J. J. P. de Lima. *Biofísica Médica*. Ed. por I. da Universidade de Coimbra. Coimbra, 2003, pp. 508–511.
- [42] R. K. Hobbie. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. Ed. por A. Press. 3rd. Minneapolis, 1997, pp. 191–192.
- [43] J. B. Chang. *Textbook of Angiology*. Ed. por S. P. Co. New York, 2000.
- [44] J. Allen. "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement". Em: *Physiological Measurement* 28.3 (2007). DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [45] M. Berlin e Z. Maghder. *Development and Construction of a Plethysmographic Measurement Device, Including Sensor and Software for Testing*. Goteborg, Sweden, 2012.
- [46] B. Venema, V. Blazek e S. Leonhardt. "In-ear photoplethysmography for mobile cardiorespiratory monitoring and alarming". Em: (2015), pp. 1–5. DOI: 10.1109/BSN.2015.7299367.
- [47] L. M. Vicente, A. B. Barreto e A. Taberner. "Adaptive pre-processing of photoplethysmographic blood volume pulse measurements". Em: (1996), pp. 114–117. DOI: 10.1109/SBEC.1996.493126.
- [48] A. Kushki, J. Fairley, S. Merja, G. King e T. Chau. "Comparison of blood volume pulse and skin conductance responses to mental and affective stimuli at different anatomical sites". Em: *Physiological Measurement* 32.10 (2011), p. 1529. DOI: 10.1088/0967-3334/32/10/002.
- [49] M. F. Mendez. "Dementia as a window to the neurology of art". Em: *Medical hypotheses* 63.1 (2004), pp. 1–7. DOI: 10.1016/j.mehy.2004.03.002.
- [50] H. Gardner e E. Gardner. *Art, mind, and brain: A cognitive approach to creativity*. Basic Books, 2008.
- [51] M. Muszkat, C. M. Correia e S. M. Campos. "Música e neurociências". Em: *Rev Neurociências* 8.2 (2000), pp. 70–75.
- [52] M. Pilhofer e H. Day. *Music Theory For Dummies*. USA: Wiley, 2015.
- [53] T. Christensen. *The Cambridge History of Western Music Theory*. The Cambridge History of Music. Cambridge University Press, 2006.
- [54] J. J. Bharucha. "Anchoring effects in music: The resolution of dissonance". Em: *Cognitive Psychology* 16.4 (1984), pp. 485–518. DOI: 10.1016/0010-0285(84)90018-5.
- [55] K. Z. Gill e D. Purves. "A biological rationale for musical scales". Em: *PLoS One* 4.12 (2009), e8144.
- [56] J. Day-O'Connell. *Pentatonicism from the Eighteenth Century to Debussy*. Eastman studies in music. University of Rochester Press, 2007.

- [57] K. Z. Gill e D. Purves. "A biological rationale for musical scales". Em: *PLoS One* 4.12 (2009), pp. 1-9. DOI: 10.1371/journal.pone.0008144.
- [58] J. Panksepp. "The Emotional Sources of "Chills" Induced by Music". Em: *Music Perception: An Interdisciplinary Journal* 13.2 (1995), pp. 171-207. ISSN: 07307829, 15338312. URL: <http://www.jstor.org/stable/40285693>.
- [59] G. C. Cupchik, M. Rickert e J. Mendelson. "Similarity and preference judgments of musical stimuli". Em: *Scandinavian Journal of Psychology* 23.4 (1982), pp. 273-282.
- [60] L. A. Schmidt e L. J. Trainor. "Frontal brain electrical activity (EEG) distinguishes valence and intensity of musical emotions". Em: *Cognition & Emotion* 15.4 (2001), pp. 487-500.
- [61] Y. P. Lin, C. H. Wang, T. P. Jung, T. L. Wu, S. K. Jeng, J. R. Duann e J. H. Chen. "EEG-Based Emotion Recognition in Music Listening". Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57.7 (2010), pp. 1798-1806. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2010.2048568.
- [62] R. Datta, D. Joshi, J. Li e J. Z. Wang. "Studying aesthetics in photographic images using a computational approach". Em: *European Conference on Computer Vision*. Springer. 2006, pp. 288-301.
- [63] S. Zeki e M. Lamb. "The neurology of kinetic art". Em: *Brain* 117.3 (1994), pp. 607-636.
- [64] V. S. Ramachandran e W. Hirstein. "The science of art: A neurological theory of aesthetic experience". Em: *Journal of consciousness Studies* 6.6-7 (1999), pp. 15-51.
- [65] X. Jie, R. Cao e L. Li. "Emotion recognition based on the sample entropy of EEG". Em: *Bio-Medical Materials and Engineering* 24.1 (2014), pp. 1185-1192. DOI: 10.3233/BME-130919.
- [66] J. B. U. A e S. J. "An approach toward wireless brain-computer interface system using EEG signals: A review". Em: *National Journal of Physiology, Pharmacy and Pharmacology* 5.5 (2015), p. 1. DOI: 10.5455/njppp.2015.5.0306201555.
- [67] Muse. *How Does Muse work?* 2015. URL: <http://www.choosemuse.com/how-does-muse-work/>.
- [68] Spotify. *Run - Spotify*. 2017. URL: <https://www.spotify.com/pt/running/>.
- [69] K. Collins. "An introduction to procedural music in video games". Em: *Contemporary Music Review* 28.1 (2009), pp. 5-15. DOI: 10.1080/07494460802663983.
- [70] B. van de Laar, H. Gürkök, D. P.-O. Bos, M. Poel e A. Nijholt. "Experiencing BCI control in a popular computer game". Em: *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games* 5.2 (2013), pp. 176-184. DOI: 10.1109/TCIAIG.2013.2253778.
- [71] S. L. Groux e P. Verschure. "Neuromuse: Training your brain through musical interaction". Em: Georgia Institute of Technology. 2009.
- [72] N. Sobell e M. Trivich. "Brainwave drawing game". Em: *Delicate Balance: Technics, Culture and Consequences*, 1989. IEEE. 1989, pp. 360-362.
- [73] D. Bryk. *A Butterworth Filter in C#*. 2016. URL: <https://www.codeproject.com/Tips/1092012/A-Butterworth-Filter-in-Csharp?msg=5381530#xx5381530xx>.

- [74] A. Kirillov. *Aforge.Net*. 2012. URL: <http://www.aforgenet.com>.
- [75] G. Beauregard. *An FFT in C#*. 2011. URL: <https://gerrybeauregard.wordpress.com/2011/04/01/an-fft-in-c/>.
- [76] U. Community. *FFT How to?* 2014. URL: <https://forum.unity.com/threads/fft-how-to.253192/>.
- [77] S. Processing. *EEG Power at specific time points*. 2015. URL: <https://dsp.stackexchange.com/questions/25163/eeg-power-at-specific-time-points>.
- [78] N. Instruments. *FFTs e janelamento (windowing)*. 2016. URL: <http://www.ni.com/white-paper/4844/pt/#toc2>.
- [79] F. Apple. *Sally's song (cover)*. 2006. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=UZpyjEABaFs>.
- [80] Y. S. Chua. "Composition based on pentatonic scales: a computer-aided approach". Em: *Computer* 24.7 (1991), pp. 67–71. DOI: 10.1109/2.84840.
- [81] A. M. Chiasson, A. Linda Baldwin, C. McLaughlin, P. Cook e G. Sethi. "The effect of live spontaneous harp music on patients in the intensive care unit". Em: *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* 2013 (2013). DOI: 10.1155/2013/428731.
- [82] H.-L. Lai. "Music preference and relaxation in Taiwanese elderly people". Em: *Geriatric Nursing* 25.5 (2004), pp. 286–291. DOI: 10.1016/j.gerinurse.2004.08.009.
- [83] M. A. Lebedev e M. A. L. Nicolelis. "Brain-machine interfaces: past, present and future". Em: *Trends in Neurosciences* 29.9 (2006), pp. 536–546. DOI: 10.1016/j.tins.2006.07.004.
- [84] U. Leins, G. Goth, T. Hinterberger, C. Klinger, N. Rumpf e U. Strehl. "Neurofeedback for children with ADHD: a comparison of SCP and Theta/Beta protocols". Em: *Applied psychophysiology and biofeedback* 32.2 (2007), pp. 73–88. DOI: 10.1007/s10484-007-9031-0.
- [85] A. Bangor, P. Kortum e J. Miller. "Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale". Em: *Journal of usability studies* 4.3 (2009), pp. 114–123.
- [86] I. E. Allen e C. A. Seaman. "Likert scales and data analyses". Em: *Quality progress* 40.7 (2007), p. 64.
- [87] usability.gov. *System Usability Scale (SUS)*. 2017. URL: <https://www.usability.gov/>.

A | Apêndice - Formulários, questionário e protocolo da prova-de-conceito

Neste apêndice encontram-se os documentos utilizados na recolha de dados dos testes simples usados na prova de conceito. Começando pelos documentos pré-experiência de utilização da interface: consentimento informado, questionário demográfico e protocolo experimental, e a apreciação pós-experiência de *bio* e *neurofeedback*.

Título do projeto:

Desenvolvimento de uma aplicação para fornecer uma impressão artística baseada em *bio* e *neurofeedback*

Investigador(a):

Estudo organizado pelo Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa em Colaboração com a Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa.

Mariana Barros, Departamento de Física, FCT UNL
ml.barros@campus.fct.unl.pt

Introdução:

Esta breve explicação descreve o objetivo, procedimentos, riscos e precauções da experiência. Sinta-se à vontade para colocar dúvidas sobre alguma expressão ou procedimento que não compreender.

A sua participação é voluntária; é livre de retirar o seu consentimento a qualquer momento sem necessitar de motivo e sem qualquer penalização.

Objetivo do estudo:

O projeto pretende a criação de uma aplicação que permita ao utilizador aprender a controlar o seu sinal de eletroencefalografia e fotopletismografia através de um sistema de feedback interativo áudio ou gráfico. Este estudo foca-se na capacidade de treino dos sinais, agradabilidade e interatividade do participante com a aplicação.

Descrição dos procedimentos deste estudo:

Ao concordar com o presente estudo, ser-lhe-ão propostos os seguintes passos:

- Completar um questionário anónimo com finalidade demográfica;
- Colocar o dispositivo BrainBIT.
- Ouvir a explicação do paradigma da aplicação e algumas formas de a controlar.
- Proceder à calibração e iniciar a sessão de *bio* e *neurofeedback* de 10 minutos
- Realizar duas tarefas na interface
- Responder ao questionário final

Toda a experiência, incluindo a preparação, montagem do dispositivo, sessão de *bio* e *neurofeedback*, e resposta aos questionários não deverá ultrapassar os 20 minutos. Pode no entanto pedir intervalo a qualquer momento.

Em caso de solicitação, uma cópia deste formulário pode ser fornecida ao participante.

Riscos de participar no estudo:

Não existem riscos expectáveis para pessoas com condição física e neurológica saudáveis.

Confidencialidade:

A sua atividade cerebral será gravada, assim como o volume de pulso sanguíneo, através do dispositivo BrainBIT que será colocado na sua testa, e lóbulo auricular.

Todos os dados e resultados de medidas indiretas podem ser usados para efeitos de investigação e publicação. Os dados serão anonimizados e podem ser publicados no âmbito de investigação.

Direito de questionar e ser esclarecido:

Você tem o direito de inquirir acerca deste estudo e de obter as respetivas respostas antes, durante ou depois da experiência.

Consentimento:

Li, ou foi-me lida a informação acima mencionada. Tive oportunidade de apresentar as minhas dúvidas sobre o estudo e todas as questões foram respondidas de forma satisfatória.

Eu concedo voluntariamente em ser participante deste estudo e declaro desconheço ter algum distúrbio neurológico.

Nome do Participante: _____

Data: _____

Assinatura do participante: _____

Data: _____

Assinatura do(a) investigador(a): _____

Data: _____

Em caso de solicitação, uma cópia deste formulário pode ser fornecida ao participante.

Título do projeto:

Desenvolvimento de uma aplicação para fornecer uma impressão artística baseada em *bio* e *neurofeedback* - a *BrainBIT Art*

Protocolo experimental para o *BrainBIT Art*:

0. Enviar documento do consentimento informado antes da experiência.
1. Leitura e preenchimento do formulário de consentimento informado e demográfico.
 - a. Assegurar que o ID do participante está correto.
2. Explicar brevemente o procedimento e a duração da experiência, instruindo o funcionamento do feedback e que características o regulam.
3. Montar o *BrainBIT* e fazer a ligação por *bluetooth*.
 - a. Instruir participante a sentar-se de forma cómoda e mover-se o menos possível durante a sessão de *biofeedback*.
4. Testar conexão e sinais através da aplicação
5. Iniciar a sessão, instruindo o participante durante o primeiro minuto de calibração.
6. Após o início do *neuro* e *biofeedback*, deixar o participante interagir com a aplicação durante 10 minutos.
7. No final da sessão pedir que o participante realize algumas tarefas na interface:
 - a. Reveja os sinais da sessão que acabou de realizar.
 - b. Reveja a média das ondas da sessão.
8. Realizar um questionário final sobre a experiência de *neuro* e *biofeedback* e sobre a utilização da interface .

Questões demográficas

Formulário para efeitos estatísticos referentes à prova de conceito da dissertação com o título "Desenvolvimento de uma aplicação para fornecer uma impressão artística baseada em biofeedback e neurofeedback"

***Obrigatório**

1. Por favor introduza o ID *

Primeiro e último nome com iniciais maiúsculas e sem espaço (ex. JohnDoe)

2. Idade *

3. Género *

Marcar apenas uma oval.

☐ Feminino

☐ Masculino

4. Indivíduo *

Marcar apenas uma oval.

☐ Destro

☐ Esquerdino

☐ Ambidestro

5. Uso de Computador *

Marcar apenas uma oval.

☐ Diariamente

☐ Semanalmente

☐ Mensalmente

☐ Menos de uma vez por mês

☐ Nunca

6. Experiência Feedback *

Quantas vezes usou a tecnologia de neuro ou biofeedback

Marcar apenas uma oval.

☐ Três ou mais

☐ Duas

☐ Uma

☐ Nunca

7. Tem alguma doença neurológica (ou outra relevante)? *

Marcar apenas uma oval.

☐ Não

☐ Outra: _____

Passe para a pergunta 8.

Questões Finais

Formulário para efeitos estatísticos referentes à prova de conceito da dissertação com o título "Desenvolvimento de uma aplicação para fornecer uma impressão artística baseada em biofeedback e neurofeedback"

8. Sabia o que era o sistema de biofeedback? *

Marcar apenas uma oval.

☐ Sim

☐ Não

9. Já tinha ouvido falar dos benefícios de bio e neurofeedback, antes desta experiência? Se sim diga quais. *

10. Bio e Neurofeedback *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Não concordo totalmente	Não concordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
A experiência de treino foi agradável	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
O som era calmo e apelativo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Senti o ritmo da música adaptar-se ao meu ritmo cardíaco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Senti que o sistema se adaptou às alterações fisiológicas	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Voltaria a usar o dispositivo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Recomendaria a aplicação a alguém	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
A transcrição de sinais fisiológicos em arte ajuda no interesse no bio e neurofeedback	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

11. Escala da Usabilidade do Sistema *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Não concordo totalmente	Não concordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
A banda é confortável	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
A experiência é praticável no dia a dia	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Tenho interesse num feedback visual	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Consideraria em usar este sistema frequentemente	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Achei o sistema desnecessariamente complexo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Achei o sistema fácil de usar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Acho que necessitaria de ajuda de um técnico para ser capaz de utilizar este sistema	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Achei as várias funções do sistema bem integradas	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Encontrei demasiada inconsistência neste sistema	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Consigo imaginar que a maioria das pessoas aprenderia a usar esta interface muito rápido	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Achei o sistema difícil de usar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Senti-me confiante a usar este sistema	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Com tecnologia



I | Anexo - *Datasheets*

Neste anexo encontram-se as *datasheets* ou folhas de dados, dos sensores do BrainBIT® usados para a recolha de dados eletrofisiológicos. Primeiro os elétrodos bipolares de recolha do sinal de EEG, seguida do sensor de fotopletismografia ou sinal de BVP, este sensor foi adaptado para recolher o sinal no lóbulo auricular por isso apresenta um hardware diferente.

Electroencephalography (EEG)

Sensor Data Sheet

EEG 151015

SPECIFICATIONS

- > **Gain:** 40000
- > **Range:** $\pm 41.25\mu\text{V}$ (with $V_{CC} = 3.3\text{V}$)
- > **Bandwidth:** 0.8-49Hz
- > **Consumption:** $\sim 3\text{mA}$
- > **Input Impedance:** $> 100\text{G}\Omega$
- > **CMRR:** 100dB

FEATURES

- > Single-channel sensor
- > Bipolar differential measurement
- > Pre-conditioned analog output
- > Small form factor
- > Raw data output
- > Easy-to-use

APPLICATIONS

- > Human-Computer Interaction
- > Evoked potentials analysis
- > Neurofeedback
- > Sleep studies
- > Neurophysiology studies
- > Psychophysiology
- > Biomedical devices prototyping

GENERAL DESCRIPTION

Our electroencephalography (EEG) sensor has been especially designed for both classic and localized EEG measurement. When a cap is too intrusive, only a limited number of channels are needed, or you'd like to synchronously record EEG and non-EEG biosignals, this is the perfect solution. The bipolar configuration, with two measurement electrodes detects the electrical potentials in the specific scalp region with respect to a reference electrode, which should be placed in a region of low muscular activity. The resulting signal is the amplified difference between these two signals, eliminating the common unwanted signals detected by the surfaces. Its convenient form factor enables a discrete placement in regions such as the forehead, occipital, and others.

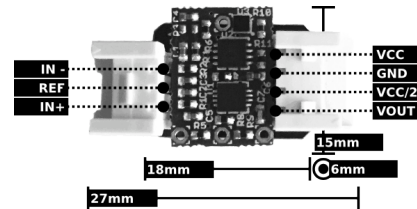


Fig. 1. Pin-out and physical dimensions.

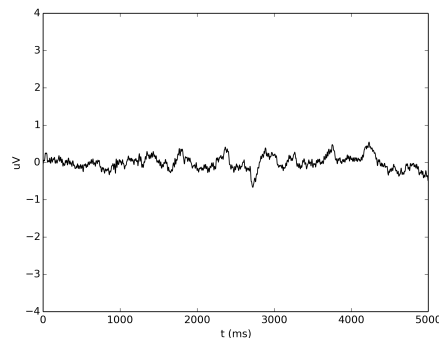


Fig. 2. Typical raw EEG data (acquired with BITalino).

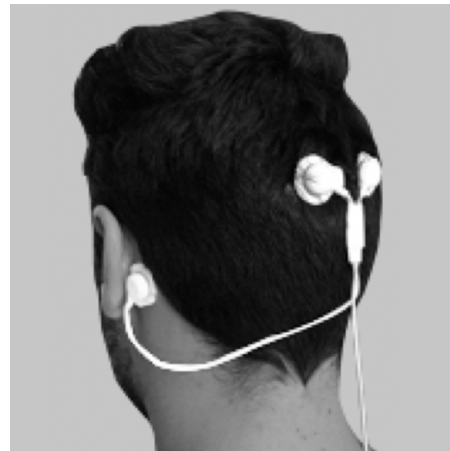


Fig. 3. Example sensor placement for localized EEG.

bitalino

PLUX – Wireless Biosignals, S.A.
Av. 5 de Outubro, n. 70 – 8.
1050-059 Lisbon, Portugal
bitalino@plux.info
<http://bitalino.com/>

REV A

© 2015 PLUX

This information is provided "as is," and we make no express or implied warranties whatsoever with respect to functionality, operability, use, fitness for a particular purpose, or infringement of rights. We expressly disclaim any liability whatsoever for any direct, indirect, consequential, incidental or special damages, including, without limitation, lost revenues, lost profits, losses resulting from business interruption or loss of data, regardless of the form of action or legal theory under which the liability may be asserted, even if advised of the possibility of such damages.



BEWARE: DIRECT OR INDIRECT COUPLING TO THE MAINS MAY RESULT IN SHOCKING HAZARD



Electroencephalography (EEG)

Sensor Data Sheet

TRANSFER FUNCTION

$[-41.25\mu V, 41.25\mu V]$

$$EEG(V) = \frac{\left(\frac{ADC}{2^n} - \frac{1}{2}\right) \cdot VCC}{G_{EEG}}$$

$$EEG(\mu V) = EEG(V) \cdot 1 \times 10^6$$

$VCC = 3.3V$ (operating voltage)

$G_{EEG} = 40000$ (sensor gain)

$EEG(V)$ – EEG value in Volt (V)

$EEG(\mu V)$ – EEG value in microvolt (μV)

ADC – Value sampled from the channel

n – Number of bits of the channel¹

¹ The number of bits for each channel depends on the resolution of the Analog-to-Digital Converter (ADC); in BITalino the first four channels are sampled using 10-bit resolution ($n = 10$), while the last two are sampled using 6-bit ($n = 6$).

Blood Volume Pulse (BVP) Sensor Data Sheet

BVP 24042015

SPECIFICATIONS

- > **Gain:** 34
- > **Wavelength:** 670nm
- > **Bandwidth:** 0.02-2.1Hz
- > **Consumption:** ~4.8mA

FEATURES

- > Optical emitter and receiver
- > Transmittance operating principle
- > Pre-conditioned analog output
- > High signal-to-noise ratio
- > Shielded miniaturized cables
- > Spring loaded clip-on mechanism
- > Ready-to-use form factor

APPLICATIONS

- > Life sciences studies
- > Heart rate & heart rate variability
- > Pulse transit time analysis
- > Vasoconstriction effect detection
- > Affective computing
- > Physiology studies
- > Psychophysiology
- > Biofeedback

GENERAL DESCRIPTION

Our Blood Volume Pulse (BVP) sensor is an optical, non-invasive sensor that measures cardiovascular dynamics by detecting changes in the arterial translucency. When the heart pumps blood the arteries become more opaque, allow less light to pass from the emitter on the sensor through to the receiver. The BVP sensor has a plastic clip-on housing for placement on the finger, which houses the light emitter and detector, and also minimizes interferences from external light sources. Together with the Heart Rate Variability (HRV) plugin on our OpenSignals software, one can easily record and extract meaningful information from the collected data. Examples:

<http://bit.ly/1HE6UCJ>
<http://bit.ly/1GiEN6z>



Fig. 1. Sturdy housing with convenient clip-on action for improved signal quality and ease-of-use.

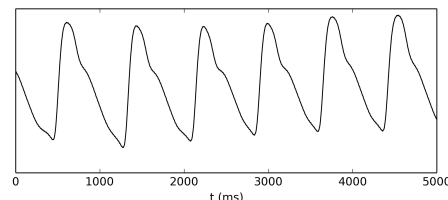


Fig. 2. Typical raw BVP data (acquired with biosignals).

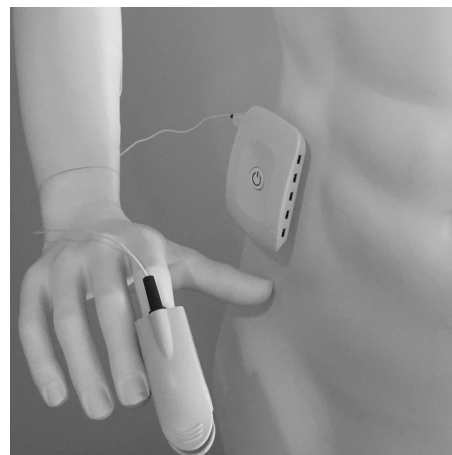


Fig. 3. Example sensor placement on the index finger.

biosignalsplux
wearable body sensing platForm

PLUX – Wireless Biosignals, S.A.
Av. 5 de Outubro, n. 70 – 8.
1050-059 Lisbon, Portugal
plux@plux.info
<http://biosignalsplux.com/>

REV A

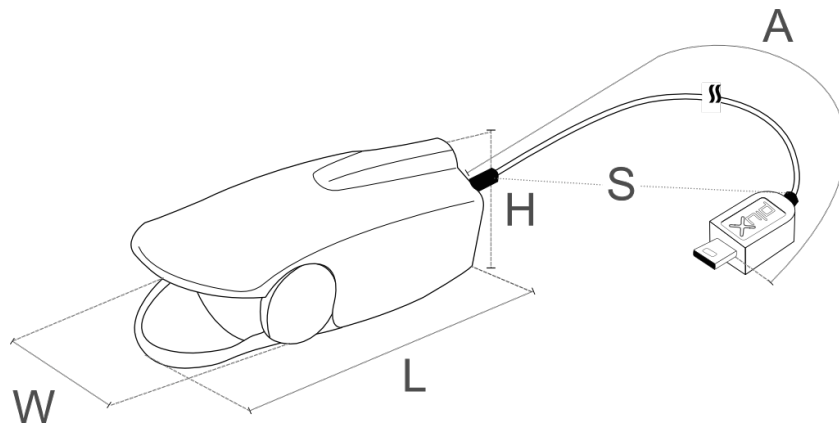
© 2015 PLUX

This information is provided "as is," and we make no express or implied warranties whatsoever with respect to functionality, operability, use, fitness for a particular purpose, or infringement of rights. We expressly disclaim any liability whatsoever for any direct, indirect, consequential, incidental or special damages, including, without limitation, lost revenues, lost profits, losses resulting from business interruption or loss of data, regardless of the form of action or legal theory under which the liability may be asserted, even if advised of the possibility of such damages.

Blood Volume Pulse (BVP) Sensor Data Sheet

PHYSICAL CHARACTERISTICS

- > **W x L x H:** 1.0x1.8x0.4cm
- > **A:** 105.0±0.5cm
- > **S:** White, Black, Blue, Green, Red, Yellow, Gray, or Brown



ORDERING GUIDE

Reference	Package Description
BVP1	Blood Volume Pulse (BVP) sensor with standard physical characteristics and a random cable sleeve color
BVP1-A-S	Blood Volume Pulse (BVP) sensor built with custom length A and custom sleeve color S; for standard physical characteristics in A or S use 0. Examples: > BVP1-200-0: BVP sensor with a 200cm cable A > BVP1-50-Red: Fully custom BVP sensor with a 50cm cable A and a red cable sleeve

Accelerometer (ACC) Sensor Data Sheet

ACC 090616

SPECIFICATIONS

- > Range: $\pm 3g$
- > Bandwidth: 0-50Hz
- > Consumption: $\sim 0.35mA$
- > Input Voltage Range: 1.8-3.6V

FEATURES

- > 3-axis sensing
- > MEMS technology
- > Pre-conditioned analog output
- > Small form factor
- > Raw data output
- > Easy-to-use

APPLICATIONS

- > Activity monitoring
- > Tilt detection
- > Vibration measurement
- > Human-Computer Interaction
- > Robotics & Cybernetics
- > Biomechanics
- > Biomedical devices prototyping

GENERAL DESCRIPTION

Motion produces accelerations that can be translated into numerical values. Our Accelerometer (ACC) has a limited bandwidth, especially designed to acquire data from kinematic and biomechanical events. The analog output of each axis can be accessed individually, extending its potential use. Typical applications include posture detection, range of motion estimation, step counting, actigraphy, fall detection, vibration analysis, and shock detection. By default only the Z-axis is connected, however the sensor has 3 axis, and the user can choose to connect the X- and Y-axis as well, by following a procedure similar to the one found in:

<https://www.youtube.com/watch?v=RaJQ3hcdJqUh>
https://www.youtube.com/watch?v=rh8y_NsVLI4h

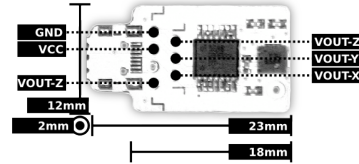


Fig. 1. Pin-out and physical dimensions.

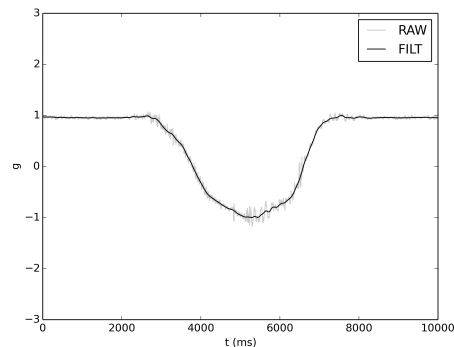


Fig. 2. Raw and filtered ACC data (acquired with BITalino (r)evolution) for a full rotation around the Z-axis.



PLUX – Wireless Biosignals, S.A.
Av. 5 de Outubro, n. 70 – 8.
1050-059 Lisbon, Portugal
bitalino@plux.info
<http://bitalino.com/>

REV A

© 2016 PLUX 

This information is provided "as is," and we make no express or implied warranties whatsoever with respect to functionality, operability, use, fitness for a particular purpose, or infringement of rights. We expressly disclaim any liability whatsoever for any direct, indirect, consequential, incidental or special damages, including, without limitation, lost revenues, lost profits, losses resulting from business interruption or loss of data, regardless of the form of action or legal theory under which the liability may be asserted, even if advised of the possibility of such damages.



BEWARE: DIRECT OR INDIRECT COUPLING TO THE MAINS MAY RESULT IN SHOCKING HAZARD



Accelerometer (ACC)

Sensor Data Sheet

TRANSFER FUNCTION

[-3g, 3g]

$$ACC(g) = \frac{ADC - C_{min}}{C_{max} - C_{min}} \cdot 2 - 1$$

$ACC(g)$ – ACC value in g-force (g)

ADC – Value sampled from the channel

C_{min} – Minimum calibration value¹

C_{max} – Maximum calibration value¹

ORDERING GUIDE

Part #	Description
SENS-ACC-NC	Accelerometer (ACC) without connectors
SENS-ACC-UCE6	Accelerometer (ACC) with UC-E6 socket for seamless plug & play connection to a BITalino (r)evolution Plugged or Core
SENS-ACC-SHER4	Accelerometer (ACC) with a Molex Sherlock 4-pin socket for easy power and signal cable connection or pin breakout using PCB wires

¹ Calibration values are determined by performing a very slow 360° rotation of the sensor board to force the accelerometer to cross the gravity-imposed $-1g$ and $1g$ in each axis. It is recommended that filtering or averaging of the data is performed to remove natural tremors (e.g. shaky hands) as illustrated in Fig. 2.

II | Anexo - *System Usability Scale*

Neste anexo encontra-se o teste de usabilidade de um sistema, criado originalmente por John Brooke em 1986. Utiliza a escala de Likert, para testar uma grande variedade de produtos e serviços incluindo programas ou sistemas aplicativos.

System Usability Scale

© Digital Equipment Corporation, 1986.

	Strongly disagree						Strongly agree
1. I think that I would like to use this system frequently	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
2. I found the system unnecessarily complex	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
3. I thought the system was easy to use	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
4. I think that I would need the support of a technical person to be able to use this system	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
5. I found the various functions in this system were well integrated	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
6. I thought there was too much inconsistency in this system	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
7. I would imagine that most people would learn to use this system very quickly	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
8. I found the system very cumbersome to use	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
9. I felt very confident using the system	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		
10. I needed to learn a lot of things before I could get going with this system	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	1	2	3	4	5		